

Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Měření elektromyografického signálu
Measurement of Electromyographic signal

2019

Michal Procházka

Zadání bakalářské práce

Student: **Michal Procházka**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Měření elektromyografického signálu**
Measurement of Electromyographic Signal
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Rozbor možností měření elektromyografického signálu.
2. Seznámení se s konstrukcí DAU jednotky pro měření a záznam napětíových signálů.
3. Návrh obvodového zapojení pro měření elektromyografického signálu s akustickým výstupem.
4. Realizace měřicího řetězce pro záznam EMG.
5. Provedení reálných měření.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] CHMELAŘ, M., A. DRASTICH a J. ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika 2*. 1. vyd. Praha : Nakladatelství techn. lit., 1984. 179 s.
- [2] CHMELAŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: CERM, 1995. 192 s. ISBN 80-8586-763-X.
- [3] BRONZINO, Joseph D. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC Press, c1995, xxxii, 2862 s. ISBN 0-8493-8346-3/978-0849383465.
- [4] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, c1992, 204 s. ISBN 80-01-00884-3.
- [5] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [6] CARR, Joseph J a John M BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001, xv, 743 s. ISBN 0-13-010492-2.
- [7] MACKAY, R. Stuart. *Bio-medical telemetry: sensing and transmitting biological information from animals and man*. 2nd ed. New York: IEEE Press, c1993, xiv, 540 s. ISBN 0-7803-4718-8.
- [8] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors : physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, c2010, xv, 663 s. ISBN 978-1-4419-6465-6.
- [9] WEBSTER, John G a John W CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, c1998, xix, 691 s. ISBN 0-471-15368-0.
- [10] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002, xi, 279 s. ISBN 0-12-550711-9.
- [11] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: Oxford University Press, 1995, 512s. ISBN-10: 0195058232, ISBN-13: 978-0195058239.
- [12] HANUSEK, Tomáš. *Univerzální modul pro měření EMG*. Ostrava, 2012. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Michal Prauzek, Ph.D.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Vladimír Kašík, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019




doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: *30. dubna 2019*


.....
podpis studenta

Poděkování

Rád bych poděkoval Ing. Vladimíru Kašíkovi, Ph.D za odbornou pomoc, vstřícnost a rady při zpracování této bakalářské práce. Děkuji Jakubovi Foltýnovi za ochotu a zasvěcení do problematiky senzorů síly.

Abstrakt

Hlavním motivem této bakalářské práce bylo vytvořit funkční modul pro měření elektromyografického signálu s akustickým výstupem. Výsledný EMG modul filtruje a zesiluje EMG signál přivedený pomocí elektrod na zpracovatelnou úroveň. Sestavený EMG modul byl obohacen o rozšiřující desku, na které lze zobrazit procentuální úroveň signálu pomocí kaskády LED a umožňuje indikovat velikost EMG signálu akusticky. K zobrazení výstupního signálu EMG byl navržen program v prostředí LabView 2018 se záznamem a analýzou v reálném čase. Dále je řešena problematika propojení DAU jednotky s počítačem. Pro práci a snížení obtížnosti s DAU jednotkou byl navržen univerzální program pro zobrazení dat. Práce je zakončena kontrolou, při které se funkčnost EMG modulu a programu potvrdila. Vytvořený program a EMG modul bude využit pro výukové a reprezentační účely Vysoké školy Báňské – Technické univerzity Ostrava.

Klíčová slova

elektromyografie, zpracování biosignálů, bmeng DAU jednotka, návrh obvodového zapojení

Abstract

The goal of this bachelor's thesis was to create an operational module for measuring the electromyographic signal with acoustic output. The resulting EMG module filters and amplifies the EMG signal applied through the electrodes to a workable level. The built EMG module has been enhanced with an expansion board to display the percentage signal level with a LED cascade and allows acoustic indication of the size of the EMG signal. To display the EMG output signal, a program was designed in LabView 2018 with real-time recording and analysis. Furthermore, the issue of linking the DAU unit to the computer is solved. A universal data display program has been designed to work with and reduce the difficulty with DAU. The work is completed with a check in which the functionality of the EMG module and the program has been confirmed. The created program and EMG module will be used for teaching and representation purposes of VŠB - Technical University of Ostrava.

Key words

Electromyographic, biosignal processing, bmeng DAU unit, circuit design

Obsah

Seznam použitých symbolů.....	- 10 -
Seznam použitých zkratk.....	- 11 -
Seznam ilustrací a tabulek.....	- 12 -
Úvod.....	- 14 -
1 Biosignály kosterních svalů a šlach.....	- 15 -
1.1 Svaly a princip svalové kontrakce.....	- 15 -
1.1.1 Dráždění svalu.....	- 16 -
1.1.2 Podráždění svalu.....	- 16 -
1.1.3 Evokovaný akční potenciál.....	- 16 -
2 Biosignály	- 18 -
2.1 Rozdělení signálů	- 18 -
2.1.1 Bioelektrické signály	- 18 -
2.1.2 Bioimpedanční signály	- 18 -
2.1.3 Biomagnetické signály	- 19 -
2.1.4 Bioakustické signály.....	- 19 -
2.1.5 Biomechanické signály.....	- 19 -
2.1.6 Biochemické signály	- 19 -
3 Artefakty	- 20 -
3.1 Technické artefakty	- 20 -
3.2 Biologické artefakty	- 20 -
4 Elektromyografie.....	- 21 -
4.1 Elektromyografické metody	- 21 -
4.2 Způsoby snímání elektromyografie.....	- 21 -
4.2.1 Neinvazivní snímání EMG.....	- 21 -
4.2.2 Invazivní snímání EMG	- 22 -
4.2.3 Snímání EMG pomocí multielektrod	- 23 -
4.3 Indikace elektromyografie.....	- 23 -
4.4 Kontraindikace elektromyografie.....	- 24 -
5 Předzpracování biosignálů	- 25 -
5.1 Analogové zpracování signálu	- 25 -
5.2 Digitální zpracování signálu.....	- 26 -
5.3 Vstupní předzesilovač	- 26 -
5.3.1 Přístrojový zesilovač	- 26 -
5.4 Filtr horní propust.....	- 27 -

5.5	Izolační zesilovač	- 27 -
5.6	Filtr dolní propust.....	- 28 -
5.7	Filtr síťového rušení	- 28 -
5.8	Zesilovač s proměnným zesílením	- 28 -
6	Vytvoření vlastního EMG modulu	- 29 -
6.1	Rešerše existujících volně dostupných zapojení EMG	- 29 -
6.2	Návrh vlastního EMG modulu	- 31 -
6.2.1	Požadavky na vytvořený EMG modul	- 32 -
6.2.2	Symetrický zdroj	- 33 -
6.2.3	Předzesilovač.....	- 34 -
6.2.4	Filtr horní propust.....	- 36 -
6.2.5	Filtr dolní propust.....	- 37 -
6.2.6	Notch filtr	- 39 -
6.2.7	Zesilovač s proměnným zesílením	- 40 -
6.2.8	Indikátor EMG pomocí LED.....	- 41 -
6.2.9	Realizace akustického signálu EMG.....	- 42 -
6.2.10	Shrnutí vytvořeného EMG modulu	- 43 -
6.3	Rozšíření EMG modulu o Arduino	- 48 -
6.3.1	Indikace velikosti EMG pomocí kaskády LED.....	- 49 -
6.3.2	Indikace svalové aktivace s audio výstupem.....	- 49 -
6.3.3	Ukládání EMG signálu na SD kartu.....	- 49 -
6.3.4	Realizace rozšiřující desky	- 50 -
7	Realizace měřicího řetězce pro záznam a analýzu EMG	- 53 -
7.1	DAU jednotka	- 53 -
7.2	Vytvoření programu	- 54 -
7.2.1	Propojení DAU jednotky	- 55 -
7.2.2	Zobrazení EMG signálu a matematické zpracování dat	- 55 -
7.2.3	Analýza EMG signálu	- 57 -
7.2.4	Uložení EMG signálu.....	- 57 -
8	Provedení reálných měření s vytvořeným EMG modulem	- 61 -
8.1	Postup měření.....	- 61 -
8.2	Naměřená data.....	- 63 -
9	Zhodnocení dosažených výsledků.....	- 68 -
	Závěr	- 69 -
	Použitá literatura	- 70 -
	Seznam příloh.....	- 71 -

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotky	Význam symbolu
A_p	dB	Vyjádření výkonu
C	F	Elektrická kapacita
F	N	Síla
f	Hz	Frekvence
l	m	Délka
R	Ω	Odpor
S	m ²	Obsah
t	s	Čas
U	V	Napětí
v	m/s	Rychlost

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
3D	3 dimension
A/D	analogově digitální převodník
CMRR	common mode rejection ratio
DAU	data adapter unit
EEG	elektroencefalografie
EKG	elektrokardiogram
EMG	elektromyografie
EOG	elektrookulografie
GND	označení země
LED	light emitting diode
PLA	polylactic acid (kyselina polymléčná)
SD	secure digital
SNR	signal to noise ratio
USB	universal serial bus
UV	ultraviolet
VŠB - FEI	Vysoká škola Báňská – Fakulta elektrotechniky a informatiky

Seznam ilustrací a tabulek

Obrázek 1: Stavba příčně pruhované svaloviny.....	15 -
Obrázek 2: Diferenční elektroda pro invazivní snímání EMG.....	22 -
Obrázek 3: Multielektrodový strip a multielektrodový grid.....	23 -
Obrázek 4: Blokové schéma řetězce pro analogově-číslicové předzpracování biosignálů.....	25 -
Obrázek 5: Zapojení přístrojového zesilovače.....	27 -
Obrázek 6: Jednoduchý obvod pro měření EMG 1.....	29 -
Obrázek 7: Jednoduchý obvod pro měření EMG 2.....	29 -
Obrázek 8: Zapojení pro měření EMG.....	30 -
Obrázek 9: Zapojení pro měření EMG pro přístrojový zesilovač LT1167.....	30 -
Obrázek 10: Zapojení pro měření EMG z bakalářské práce VŠB FEI.....	31 -
Obrázek 11: Blokové schéma EMG modulu.....	32 -
Obrázek 12: Fourierova transformace EMG signálu.....	32 -
Obrázek 13: Zapojení symetrického zdroje.....	34 -
Obrázek 14: Zapojení operačního zesilovače NE5532.....	34 -
Obrázek 15: Zapojení předzesilovače.....	35 -
Obrázek 16: Vnitřní zapojení přístrojového zesilovače INA118P.....	35 -
Obrázek 17: Frekvenční charakteristika filtru horní propust.....	36 -
Obrázek 18: Zapojení filtru horní propust.....	37 -
Obrázek 19: Frekvenční charakteristika filtru dolní propust.....	38 -
Obrázek 20: Zapojení filtru dolní propust.....	38 -
Obrázek 21: Frekvenční charakteristika notch filtru.....	39 -
Obrázek 22: Zapojení notch filtru.....	40 -
Obrázek 23: Zapojení zesilovače s proměnným zesílením.....	41 -
Obrázek 24: Zapojení indikace EMG pomocí rozsvícení LED.....	42 -
Obrázek 25: Zapojení pro realizaci akustického výstupu.....	42 -
Obrázek 26: Frekvenční charakteristika vytvořeného EMG modulu.....	43 -
Obrázek 27: Schématické zapojení vytvořeného EMG modulu.....	45 -
Obrázek 28: Návrh obvodového zapojení EMG modulu přední strana.....	46 -
Obrázek 29: Návrh obvodového zapojení EMG modulu zadní strana.....	46 -
Obrázek 30: Vytvořená a osazená deska EMG modulu.....	47 -
Obrázek 31: Návrh krytu pro 3D tisk.....	47 -
Obrázek 32: Vytvořený EMG modul.....	48 -
Obrázek 33: Procentuální úroveň jednotlivých LED.....	49 -
Obrázek 34: Schématické zapojení rozšiřující desky Arduino.....	50 -
Obrázek 35: Obvodové zapojení rozšiřující desky Arduino.....	51 -
Obrázek 36: Vytvořené rozšíření o Arduino, popsáno pro uživatelské účely.....	51 -
Obrázek 37: EMG modul spolu s rozšiřující deskou.....	52 -
Obrázek 38: A/D převodník bmeng DAU jednotka.....	54 -
Obrázek 39: Funkční schéma programu pro měření a záznam EMG.....	54 -

<i>Obrázek 40: Kalibrace pro zobrazení vstupního signálu.....</i>	<i>- 56 -</i>
<i>Obrázek 41: Kódová část programu pro měření a záznam EMG.....</i>	<i>- 58 -</i>
<i>Obrázek 42: Uživatelské rozhraní programu pro měření a záznam EMG.....</i>	<i>- 59 -</i>
<i>Obrázek 43: Tenzometr využitý k měření ověření funkčnosti EMG modulu</i>	<i>- 61 -</i>
<i>Obrázek 44: Umístění elektrod a schéma měření</i>	<i>- 62 -</i>
<i>Obrázek 45: Uživatelské prostředí pro záznam měření</i>	<i>- 62 -</i>
<i>Obrázek 46: Srovnání Fourierovy transformace při různé zátěži.....</i>	<i>- 63 -</i>
<i>Obrázek 47: Příklad naměřených dat z EMG modulu a tenzometru.....</i>	<i>- 64 -</i>
<i>Obrázek 48: Ukázka naměřeného užitečného EMG vůči šumu.....</i>	<i>- 66 -</i>
<i>Obrázek 49: Demonstrace naměřeného EMG signálu předloktí při zátěži 100 N.....</i>	<i>- 66 -</i>
<i>Obrázek 50: EMG signál předloktí při zátěži 100 N s vyznačenou opakovací frekvencí.....</i>	<i>- 67 -</i>
<i>Obrázek 51: Naměřená data z tenzometru při zátěži 100 N.....</i>	<i>- 67 -</i>
 <i>Tabulka 1: Požadavky na vytvořený EMG modul.....</i>	 <i>- 33 -</i>
<i>Tabulka 2: Tabulka možností zesilovače s proměnným zesílením.....</i>	<i>- 41 -</i>
<i>Tabulka 3: Možnosti tlačítek na desce EMG modulu.....</i>	<i>- 44 -</i>
<i>Tabulka 4: Tabulka vstupních parametrů pro měření s DAU jednotkou.....</i>	<i>- 55 -</i>
<i>Tabulka 5: Tabulka naměřeného šumu při svalové relaxaci</i>	<i>- 65 -</i>

Úvod

Cílem bakalářské práce je vytvořit funkční obvodové zapojení pro snímání EMG s akustickým výstupem, které bude využito k výukovým a reprezentačním účelům Vysoké školy Báňské – Technické univerzity Ostrava.

V práci jsou rozebrány možnosti snímání elektromyografického signálu a zpracování biosignálů. V samotném návrhu EMG modulu je postupováno dle předzpracování biosignálů. EMG modul je navržen s cílem co nejlépe odfiltrovat rušivé elementy a zesílit EMG signál na zpracovatelnou úroveň bez velkého zkreslení užitečného signálu. Pro digitální zpracování je jako A/D převodník použita bmcng DAU jednotka. V práci je rozebrána problematika komunikace s DAU jednotkou. Pro zobrazení a záznam je vytvořen program, který komunikuje s DAU jednotkou. Tento program převede získaná data na úroveň vstupního EMG a vykoná analýzu EMG signálu v reálném čase. Program ukládá naměřená data do textového souboru pro případné zpracování. Práce bude zakončena testem ověření funkčnosti jak EMG modulu, tak i vytvořeného programu.

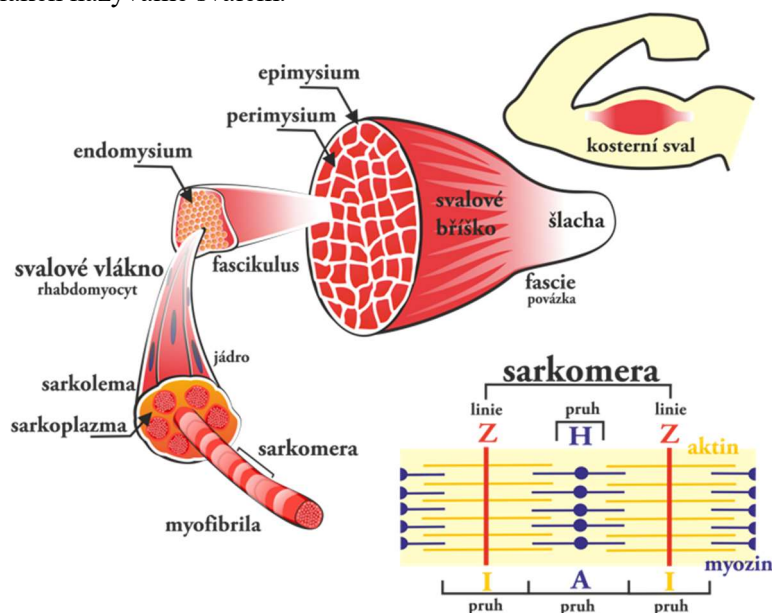
1 Biosignály kosterních svalů a šlach

Kosterní sval se skládá ze 4,5 mm až 200 mm dlouhých svalových vláken. Svalová vlákna jsou válcovitého tvaru s průměrem obvykle 50 μm až 100 μm . Svalová vlákna jsou tvořena bílkovinnými molekulami, které nazýváme aktin a myozin. Jednotlivá svalová vlákna se liší svými vlastnostmi, rozměry, vyvíjenou silou, rychlostí stahu a schopností dlouhodobé práce. Svalové vlákno je tvořeno z mnoha svalových fibril. [1]

1.1 Svaly a princip svalové kontrakce

Lidské tělo obsahuje více než 630 svalů, které jsou zodpovědné za aktivní pohyb organismu nebo plní jinou důležitou úlohu. Svaly tvoří přibližně 40 % hmotnosti lidského organismu. [1]

Dělíme je na hladké, srdeční a příčně pruhované podle jejich účelu a vzhledu. Hladké svalstvo je tvořeno vřetenovitými buňkami bez sarkomer umožňujícími po aktivaci pomalý stah bez únavy. Hladkou svalovinu nedokážeme ovládat vůlí. Je obsažena například v trávicím traktu a cévách. Srdeční svalovina zajišťuje funkční úlohu srdce. Je tvořena sítí příčně pruhovaných buněk spojených můstky. Činnost srdečního svalu není ovlivnitelná naší vůlí, ale nepřímo například stresem, fyzickou nebo psychickou aktivitou. Srdeční svalovina dokáže udělat rychlý a opakovaný stah bez únavy. Příčně pruhovaná svalovina tvoří kosterní svalstvo, které se skládá z dlouhých svalových vláken válcovitého tvaru. Základním kamenem svalů jsou vlákna tvořená z bílkovin zvaných aktin a myozin. Jejich spojením vznikají sarkomery. Několik po sobě jdoucích sarkomer vytvoří myofibrily, které formují svalové vlákno. Celek složený ze svalových vláken nazýváme svačem.



Obrázek 1: Stavba příčně pruhované svaloviny
(https://eluc.kr-olomoucky.cz/uploads/block_images/5389/350px-Kostern__sval.png)

1.1.1 Dráždění svalu

Stah svalových vláken vyvolávají eferentní motorická nervová vlákna přicházející k neuromuskulární ploténce. Při dráždění motorického nervu nadprahovým podnětem dochází po krátké době (cca 100 ms) ke kontrakci a následné relaxaci svalu příslušné skupiny svalových vláken. Pro kontrakce více svalových skupin musí působit podnět s vyšší intenzitou. K aktivaci všech svalových vláken dochází při maximální stimulaci. V případě užití dvou podnětů, je výsledná myografická křivka závislá na intervalu mezi nimi. Při dostatečně dlouhém intervalu mezi oběma podněty jsou vyvolány dva izolované stahy. V případě zkracování intervalu mezi dvěma podněty závisí výsledný myografický záznam právě na tomto intervalu. Odpověď svalu je určena intenzitou a frekvencí podnětů za předpokladu, jsou-li aplikovány podněty rychle za sebou. U svalů savců je opakovací frekvence elektromyografického signálu od 6 Hz do 30 Hz. Při pomalých podnětech je odpověď svalu roztržena, a to z toho důvodu, že nedochází k mechanickému splývání jednotlivých kontrakcí. V případě rychle se opakujících maximálních podnětů dochází k tetanii. O maximálních podnětech se hovoří při opakovací frekvenci 60 Hz. [1]

1.1.2 Podráždění svalu

Podráždění svalu může být nepřímé a přímé. Nepřímé podráždění svalu se objeví na nervosvalové ploténce při lokálním potenciálu. Přímé podráždění způsobí umělou depolarizaci, například přivedení elektrického potenciálu. Při nepřímém dráždění svalu se uvolňuje acetylcholin po příchodu vzruchu. Spojením acetylcholinu a ploténkových receptorů se vytvoří ploténkový potenciál, kterým se depolarizuje povrchová membrána svalového vlákna. V tomto okamžiku se propustnost membrány pro Ca^{2+} zvýší a dojde ke vzniku akčního potenciálu ve svalu. Během této reakce nastává uvolnění energie, která způsobí zkrácení svalu. Při elektrickém dráždění kmene periferního nervu se vytvoří vlna vzruchu pod stimulační elektrodou a z tohoto místa se šíří oběma směry. Stimul, který lehce převyšuje prahový podnět vyvolá stah motorických jednotek nejbližších k elektrodě, kde je proudová hustota nejvyšší. V případě mnohem intenzivnějšího stimulu dojde ke kontrakci všech motorických jednotek. Svalovými vřetenky je průběžně informováno centrální nervstvo o prodloužení nebo zkrácení všech svalů. [1]

1.1.3 Evokovaný akční potenciál

Snímat stahy motorických jednotek můžeme jehlovou elektrodou i povrchovými elektrodami. Tento elektrický signál se nazývá evokovaný akční motorický potenciál. Amplituda a tvar evokovaného akčního potenciálu jsou závislé na způsobu snímání, výchozím stavu příslušného kosterního svalu a na charakteru stimulu. Při kožním snímání je u evokovaného akčního potenciálu amplituda závislá na počtu podrážděných motorických jednotek. Pokles hodnoty nebo časového průběhu odezvy evokovaného akčního potenciálu může být způsoben poškozením některých motorických jednotek, ke kterým nejčastěji dochází vlivem úrazu nebo onemocnění. Při způsobení umělé depolarizace elektrickým podnětem v bezprostředním období po primárním podráždění dojde k zabránění dalšího elektrického

podnětu. Absolutní refrakterní fáze je úplné zabránění dalšího elektrického podnětu. Při relativní refrakterní fázi dochází ke snížení amplitudy evokovaného akčního potenciálu, jedná se o částečné zabránění dalšího elektrického podnětu. Latence je časový interval mezi přivedením stimulu a vznikem evokovaného akčního potenciálu. Doba latence může být prodloužena vlivem některých vnějších podmínek nebo za určitých patologických okolností. Absolutní doba časového zpoždění evokovaného akčního potenciálu závisí na vzdálenosti mezi snímací elektrodou a stimulační jehlou a na rychlosti šíření vzruchu po nervovém vláknu. Průměrnou rychlost šíření vzruchu lze vypočítat při znalosti zpoždění a vzdálenosti stimulační elektrody od snímání. Obvyklá rychlost šíření vzruchu je 46 m/s až 67 m/s. [1]

2 Biosignály

Signál je definován jako prostředek, který přenáší informaci. Biosignály jsou speciálním druhem signálů, které vznikají v živých organismech. Mohou být vyvolány přirozeně nebo uměle.

Mezi nejznámější elektrické aktivity se řadí signál:

- srdečního svalu zaznamenávaný elektrokardiograficky,
- mozku zaznamenávaný elektroencefalograficky,
- kosterního svalu zaznamenávaný elektromyograficky,
- hladké svaloviny žaludku zaznamenávaný elektrogastrograficky.

Mezi signály uměle vytvořené patří například bioimpedanční signály. Na těchto uměle vytvořených signálech měříme impedanci za pomoci přívodu střídavého elektrického proudu na tkáň. U některých biosignálů není možnost získání spojitě hodnoty, protože tyto signály se mění pomalu. [2]

2.1 Rozdělení signálů

Biosignály nemusí být vždy elektrické signály. Některé nelze zařadit do žádné skupiny. Kromě bioelektrických signálů jsou známy ještě signály bioimpedanční, biomagnetické, bioakustické, biomechanické a biochemické. Biosignály zařazujeme do příslušných skupin podle primárních fyzikálních, případně biochemických veličin. [2]

2.1.1 Bioelektrické signály

Bioelektrické signály probíhají na membránách buněk a vznikají v elektrických dějích. U lidského těla lze biosignály zaznamenávat z povrchu těla povrchovými elektrodami, protože tělo tvoří vodivé prostředí. Lze využít i snímání invazivní. V některých případech je tento způsob záznamu nutný. Při monitorování určitého orgánu je použito většinou více elektrod, které jsou správně rozmístěny kolem příslušného orgánu. Při snímání bioelektrických signálů je velmi důležitou veličinou jejich rozkmit a frekvenční pásmo. Mezi bioelektrické signály se řadí kromě jiných signálů i elektromyografický signál, který lze snímat pomocí povrchových i podpovrchových elektrod. [2]

2.1.2 Bioimpedanční signály

Tyto signály se neřadí mezi spontánně projevené. Vznikají tak, že do místa ve tkáni aplikujeme střídavý proud, který má frekvenci několik kHz. Na jiném místě těla snímáme bioimpedanční signál. Jeho velikost závisí na impedanci tkáně, která je dána různými vlastnostmi. [2]

2.1.3 Biomagnetické signály

Při šíření akčního potenciálu v těle vzniká slabé magnetické pole. Toto magnetické pole vzniká kolem některých orgánů. Biomagnetické pole lze registrovat i mimo živý organismus díky podobné permeabilitě vzduchu a živých tkání pro magnetické síly. [2]

2.1.4 Bioakustické signály

Mezi tyto signály se řadí například srdeční ozvy, které můžeme poslouchat fonendoskopem. Dále můžeme za pomoci mikrofону detekovat vzniklé zvukové vlny ze zkracování kosterních svalů. Tyto zvukové vlny tvoří zvuk o frekvenci kolem 25 Hz, jsou špatně slyšitelné lidským uchem. Fonografem kosterních svalů se dá rozpoznat typ svaloviny. [1], [2]

2.1.5 Biomechanické signály

Mezi nejčastěji měřené biomechanické signály se řadí krevní tlak, respirační frekvence a další. U tohoto typu měření je na rozdíl od bioelektrických signálů nutné přesnější umístění snímače. [2]

2.1.6 Biochemické signály

Biochemické signály poskytují informace o pH a koncentraci látek v lidském těle. [2]

3 Artefakty

Artefaktem se rozumí část záznamu, která nemá v daném orgánu svůj fyziologický původ. Artefakty dělíme na technické a biologické. Typickými technickými artefakty jsou například rušivé elektromagnetické pole, šum elektronických prvků a dalších nevyžádaných artefaktů, které vznikají při zpracování bioelektrických signálů. Některé technické artefakty jsou pro různé vyšetřovací metody specifické. Biologické artefakty vznikají například pohybem pacienta, či vlivem jednotlivých orgánů na jiné orgány. [2]

3.1 Technické artefakty

Technické artefakty mohou vznikat nedokonalým kontaktem elektrod s kožním krytem. Tato situace může být vyvolána změnou prokrvení tkáně v místě kontaktu, zásoby kyslíku nebo vysycháním elektrovedivého gelu. Artefakty mohou mít také původ v elektrostatických výbojích, které vznikají v okolí elektrod. Dalším technickým artefaktem je síťový brum, který se objevuje u měřeného signálu zanášením kapacitních vazeb mezi tělem pacienta a jeho vnějším okolím. Podobně ovlivňuje měření impulzní rušivý signál, který pochází ze spínacích zdrojů, elektromotorů, a to při zapínání a vypínání těchto elektrospotřebičů. Impulzní rušení může být přenášeno také z počítače jeho komunikačním rozhraním. Další technické artefakty mohou být důsledkem neodstínění biomagnetických signálů a následným vznikem elektromagnetického pole. Při záznamu bioelektrických nebo biomagnetických signálů, může být velmi častým zdrojem artefaktů mobilní telefon. U každého obvodu také vzniká takzvaný vlastní šum, který se především projevuje v analogové části obvodu. Patří sem šum tepelný i kontaktní vznikající u aktivních i pasivních prvků. Proto je digitální zpracování lepší než analogové, u kterého tepelný a kontaktní šum nevzniká. [2]

3.2 Biologické artefakty

Biologické artefakty vznikají při vzájemném ovlivňování orgánů. Při měření vybraného signálu narážíme na kontinuální děje v těle, které vybraný signál narušují. Například při snímání EKG křivky je tento signál modulován dechovou křivkou, u EEG představují artefakty signály EKG a EOG. Při snímání EMG vznikají artefakty okolními svaly. Dalším biologickým artefaktem je nazýván pohybový artefakt, který vzniká při vzájemném pohybu elektrody a elektrolytu. Přesněji řečeno dochází k porušení dvouvrstvy elektrolytického náboje, narušení koncentrace iontů, jež vede k dočasné změně půlčlankového potencionálu. Bylo zjištěno, že biologické artefakty také způsobují biologické rytmy v buňkách, organismech nebo v celých populacích. Můžeme je pozorovat především u činnosti mozku, kde je rytmus v buňkách nejrychlejší. Biorytmy mohou ovlivňovat trávení, teplotu, ovariální cyklus. [2]

4 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je diagnostická metoda využívána pro měření elektrické aktivity svalů a nervů. Provádí se ambulantně a vyžaduje znalost anatomické stavby těla. Metoda je hojně používána v lékařství pro zhodnocení stavu pohybové a nervové soustavy. Elektromyografický signál získáváme jak invazivně, jehlovou elektrodou, tak i neinvazivně, povrchovými elektrodami. Povrchové elektrody jsou položeny na kožním krytu a umístěny na břišku a úponu svalu. Elektromyograf je přístroj, který se využívá k danému vyšetření. Výsledkem je křivka znázorňující elektrickou aktivitu svalu nebo nervu a odborně se nazývá elektromyogram. Tento záznam popisuje změny elektrického potenciálu, vyvolané svalovou aktivací v daném čase. Při měření se můžeme zaměřit na jednotlivé vlákno svalu, motorickou jednotku nebo celý sval. Změny elektrických potenciálů svalu jsou způsobeny depolarizací a repolarizací povrchové membrány svalového vlákna. [2]

4.1 Elektromyografické metody

Elektromyografické metody dělíme do tří skupin:

- **Nativní elektromyografie** – mezivrcholové napětí elektromyografu je u této metody obvykle v rozsahu 100 až 300 μV . Snímání se provádí při úplném uvolnění svalu.
- **Elektromyografie při funkčním zatěžování svalu** – u této metody mezivrcholová hodnota závisí na velikosti vyvíjené síly a dosahuje až několika mV. Snímání se provádí při volném úsilí nebo při pohybu končetiny.
- **Stimulační elektromyografie** – slouží k objektivnímu posouzení funkčního stavu nervu nebo příslušného nervosvalového spojení. Využívá elektrické dráždění svalu. Měří rychlost převedení podnětu aplikovaného na nerv, přímo do svalu nebo přes míšní kořeny. [4]

4.2 Způsoby snímání elektromyografie

Způsob snímání elektromyografie se dělí na neinvazivní a invazivní. Obě metody mají své výhody i nevýhody.

4.2.1 Neinvazivní snímání EMG

Neinvazivní způsob snímání je prováděn povrchovými (kožními) elektrodami. U tohoto způsobu snímáme celkovou elektrickou aktivitu velkých skupin motorických jednotek. Samotné neinvazivní snímání EMG disponuje amplitudou EMG v rozsahu od 0,05 mV do 5 mV s frekvenčním rozsahem od 2 Hz do 500 Hz. Opakovací frekvence tohoto EMG se pohybuje od 6 Hz do 30 Hz. Velikost elektrody je například 8 x 12 mm. Povrch elektrody je potažen vrstvou chloridu stříbrného u nepolarizované elektrody. Kontaktní potenciál mezi elektrodou a kůží při použití cínových elektrod dosahuje 10 až 100 mV. Pro optimální záznam celkové

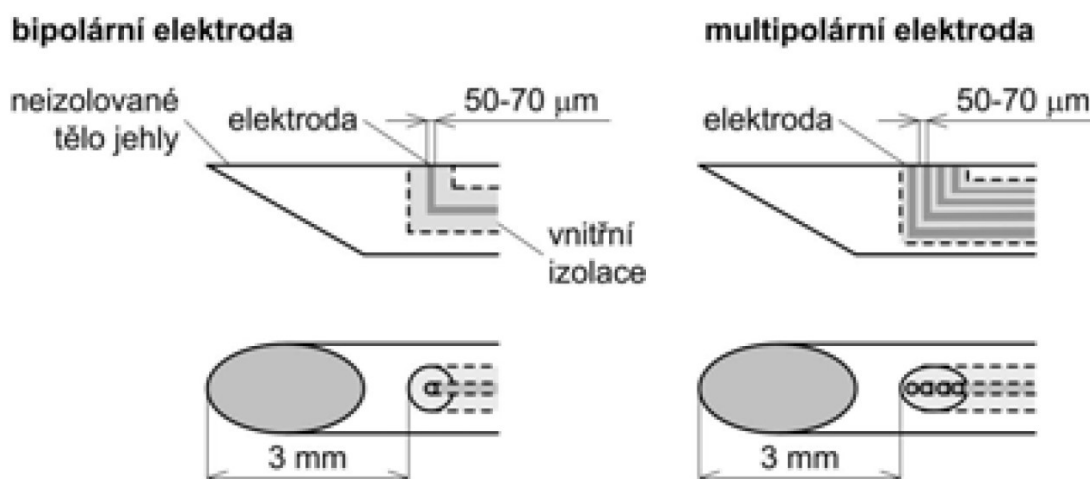
aktivity všech motorických jednotek je zapotřebí správně zvolit velikost plochy povrchu elektrod a jejich správné umístění. Svalová vlákna motorické jednotky se aktivují s časovým rozptylem 5-10 ms, jejich aktivace neprobíhá synchronně. Akční potenciál je u jednoho svalového vlákna kratší než akční potenciál motorické jednotky. Výhodou povrchových elektrod je snadná registrace začátku a konce aktivace svalu. Snímání tohoto typu se často využívá na neurologických klinikách při onemocněních, které se týkají například narušení aktivace svalu.

Velkou výhodou neinvazivního snímání je možnost pohybu s mírným omezením kabeláže senzoru EMG. Nevýhodou je komplexní snímání elektrické aktivity svalů v místě umístění povrchové elektrody s možným vznikem rušivých artefaktů pohybu mezi elektrodou a kožním krytem. [4]

4.2.2 Invazivní snímání EMG

Pro invazivní snímání EMG jsou používány jehlové elektrody, které se vpichují do požadovaného místa snímání. Invazivní EMG disponuje amplitudou až 200 μV , ve vzdálenosti 300 μm od snímaného vlákna. Pro snímání unipolárního nebo diferenčního EMG se využívají jehlové mikroelektrody. Mikroelektrody se vyrábějí obvykle z platiny. Samotná snímací mikroelektroda je umístěna v blízkosti hrotu jehly ve vzdálenosti 3 mm. Plocha aktivní snímací mikroelektrody je menší než 1 mm^2 , přičemž délka jehly je 2 cm až 12 cm a průměr jehly je 0,3 mm až 0,9 mm. Jehla je obalená teflonem. Při unipolárním snímání se zachycuje signál EMG vůči indiferentní elektrodě, která má obvykle velkou plochu, dosahuje až několik desítek cm^2 . Tato elektroda bývá zpravidla elektrodou zemnicí. U diferenčního snímání EMG jehlovou elektrodou je indiferentní elektroda v blízkosti diferenčních elektrod. Jejich vzájemná vzdálenost je kolem 0,5 mm.

Tento typ snímání je možnost přesnější lokalizace motorických jednotek, avšak zamezuje libovolnému pohybu a může dojít až k zalomení jehlové elektrody. [4], [3]



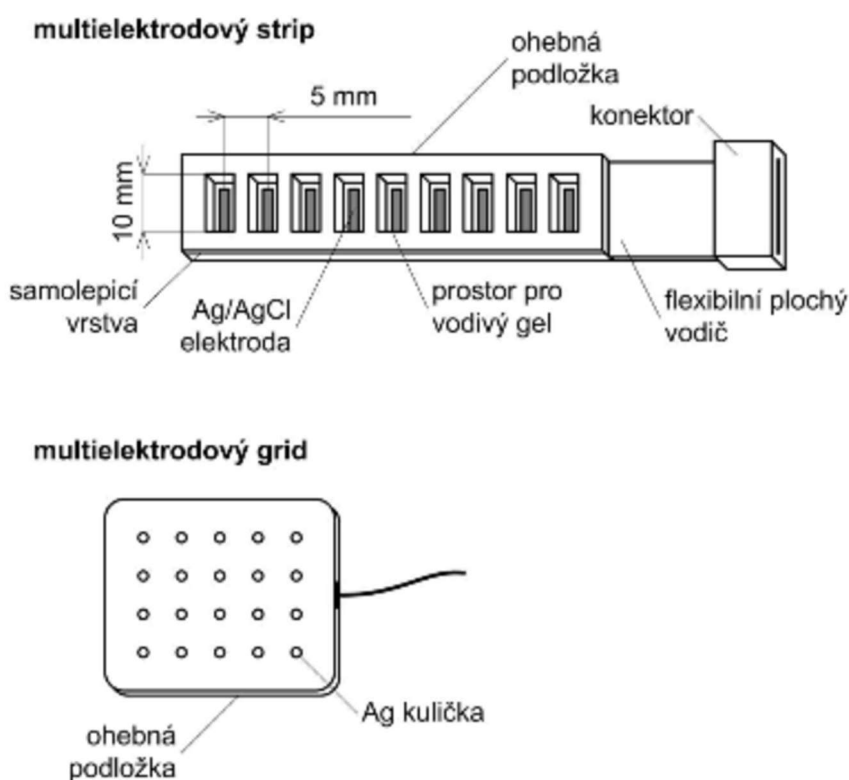
Obrázek 2: Diferenční elektroda pro invazivní snímání EMG [3]

4.2.3 Snímání EMG pomocí multielektrod

Multielektrody se používají k měření rychlosti vedení vzruchu. Rozlišujeme dva typy těchto elektrod: multielektrodový strip a multielektrodový grid.

Multielektrodový strip obsahuje až 14 platinových plošek mezi nimiž je svodový odpor. Svodový odpor má vysokou hodnotu dosahující až 100 M Ω . Mezi jednotlivými platinovými ploškami je vzdálenost 5 mm.

Multielektrodový grid je tvořen silikonovou podložkou obdélníkového tvaru, v této podložce jsou rozloženy symetricky stříbrné snímací kuličky. Multielektrodový grid slouží ke snímání rozložení potenciálů generovaných ve svalu. [4]



Obrázek 3: Multielektrodový strip a multielektrodový grid [3]

4.3 Indikace elektromyografie

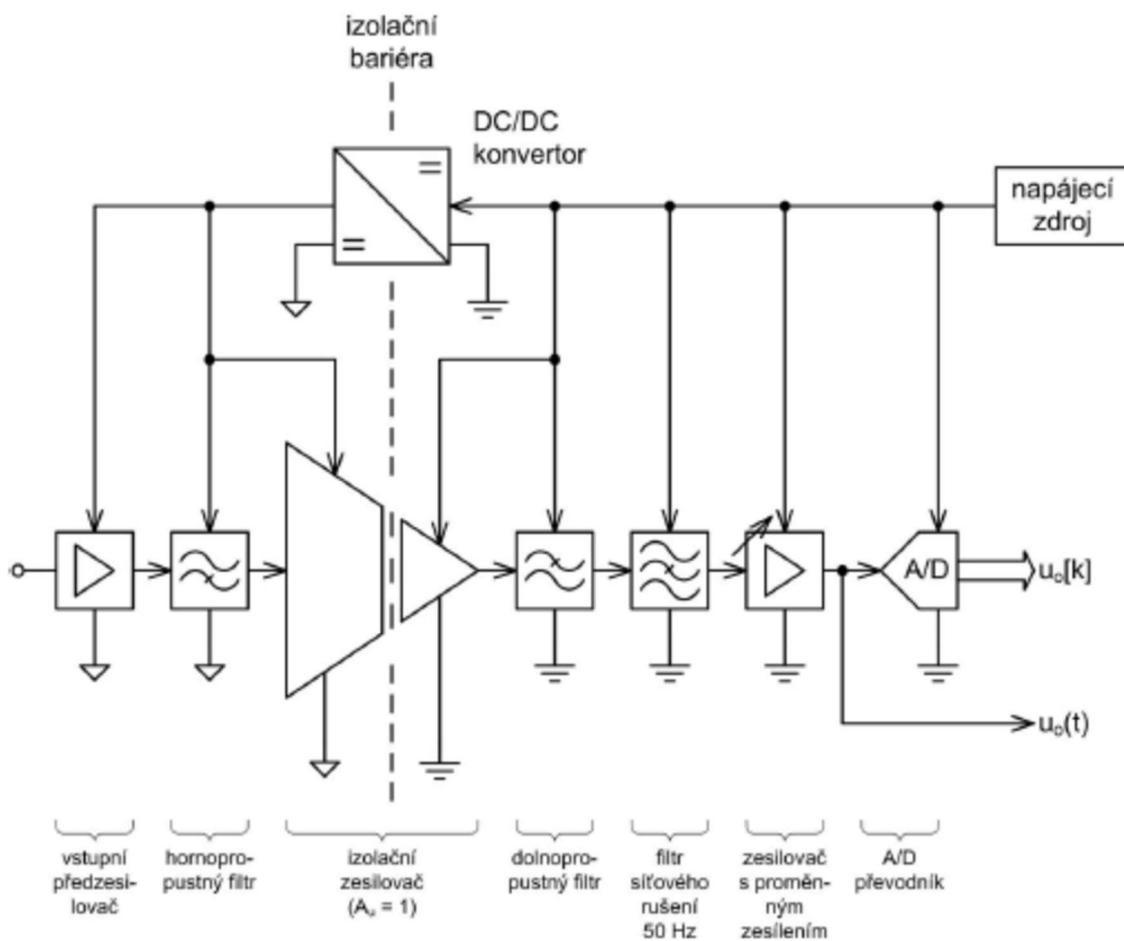
- Diagnostika poruch periferního nervového systému a různých svalových onemocnění.
- Vyšetření syndromu karpálního tunelu.
- Vyšetření nervových kořenů.
- Útlak nervového kořene a při vyhřeznutí meziobratlové ploténky.
- Sledování průběhu léčby nebo onemocnění.
- Vyšetření tetanie. [4]

4.4 **Kontraindikace elektromyografie**

- Osoby se zavedeným kardiostimulátorem.
- Použití jehlové elektrody u osob s poruchou krevní srážlivosti.
- Osoby s akutním infekčním onemocněním. [5]

5 Předzpracování biosignálů

Předzpracováním signálu se rozumí proces, který filtruje a zesílí signál na požadovanou úroveň. V analogové části nejčastěji dochází k zesílení signálu a k filtraci rušivých složek. A/D převodník má za úkol z analogového signálu odebrat vzorky a ty převést na číslo. V případě dostatečně výkonného A/D převodníku, mohou být některé úlohy analogového zpracování převedeny na číslicové zpracování, například filtrace. Je však nutné převést biosignál na úroveň, kterou A/D převodník dokáže zpracovat. [2]



Obrázek 4: Blokové schéma řetězce pro analogově-číslíkové předzpracování biosignálů [2]

5.1 Analogové zpracování signálu

Jednokanálové předzpracování biosignálu se skládá z předzesilovače, filtru horní propust, izolačního zesilovače, filtru dolní propust, filtru síťového rušení a zesilovače s proměnným zesílením. Výstupem tohoto předzpracování je spojitý signál. Blokové schéma analogově-číslíkového zpracování signálu je vidět na obrázku číslo 4. [2]

5.2 Digitální zpracování signálu

Při jednokanálovém předzpracování biosignálů se skládá digitální zpracování signálu z předzesilovače, filtru horní propust, izolačního zesilovače, filtru dolní propust, zesilovače s proměnným zesílením, A/D převodníku a digitální zpracování dat. Na digitální zpracování dat je možno převést úlohu, například filtru síťového rušení, číslicového filtru vyššího řádu. To představuje možnost snadného nastavení parametrů filtrů a vyhnout se složité konstrukci v analogové části. Výstupem digitálního zpracování signálu je diskrétní signál. Digitální zpracování je omezeno parametry A/D převodníku a algoritmem zpracování. [2]

5.3 Vstupní předzesilovač

Vstupní předzesilovač je prvním článkem předzpracování biosignálů. Jako vstupní předzesilovač se používá rozdílový zesilovač, nejčastěji ve formě přístrojového zesilovače. Charakteristickým znakem těchto zesilovačů je diferenční vstup. Hlavní předností je necitlivost k souhlasnému signálu, který představuje rušivou složku. Rušivou složku nejčastěji zastává půlčlankové napětí elektrod. V ideálním případě, při použití tří shodných elektrod, se na diferenčním vstupu předzesilovače shodná půlčlanková napětí odečtou. Pokud není půlčlankové napětí shodné, dojde alespoň k částečnému odečtení. V případě této situace je na výstupu stejnosměrná nebo pomalu se měnící složka. Z tohoto důvodu by nemělo být zesílení předzesilovače vysoké, protože by došlo k saturaci stejnosměrné složky i rušivých signálů. K eliminaci stejnosměrné a pomalu měnící se složky je nutné použít filtr horní propust, který se řadí za vstupní předzesilovač.

Ideální diferenční zesilovač potlačí souhlasné napětí a zesílí rozdílové napětí. U reálného diferenčního zesilovače se zesílení souhlasného napětí blíží nule. CMRR je činitel, který vyjadřuje potlačení souhlasného signálu.

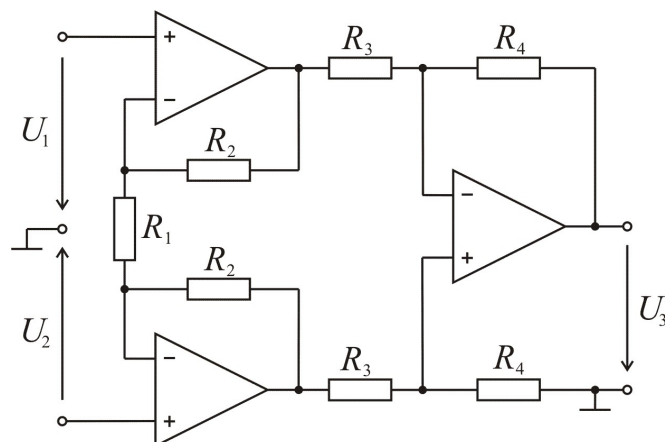
Technické požadavky vstupního předzesilovače:

- Vhodná vstupní impedance
- Malá výstupní impedance
- Možnost snadného nastavení zesílení
- Nejvyšší hodnota činitele CMRR
- Co nejmenší napěťová nesymetrie a klidový proud vstupů
- Ideálně nulový vlastní šum
- Nízký teplotní drift parametrů [2]

5.3.1 Přístrojový zesilovač

Jedním z nejčastěji používaným předzesilovačem biosignálu je přístrojový zesilovač. Hodnota činitele potlačení souhlasného napětí CMRR dosahuje až 160 dB. Přístrojový zesilovač je nejčastěji složen ze tří operačních zesilovačů spolu s potřebnými rezistory, které nastavují zesílení přístrojových zesilovačů. Vstupní část přístrojového zesilovače tvoří dva operační zesilovače v neinvertujícím zapojení. Výstupy jsou přivedeny do diferenčního zapojení třetího

operačního zesilovače. Přístrojový zesilovač je vhodné použít pro zesílení signálů s malou napětíovou úrovní.



Obrázek 5: Zapojení přístrojového zesilovače
(http://www.wikiwand.com/cs/Zapojen%C3%AD_s_operacn%C3%ADm_zesilovačem)

Přístrojové zesilovače v dnešní době nacházíme spíše jako integrované obvody. Zapojení přístrojového zesilovače je symetrické, což vyžaduje co nejvyšší přesnost hodnoty odporů. Narušením symetrie může dojít k zavedení stejnosměrné nebo pomalu měnící se složky. Integrované obvody mají odpory velmi přesně nastavené výrobcem pomocí laseru, až na odpor označený na obrázku 5 jako R1. Tímto odporem se obvykle nastavuje zesílení přístrojového zesilovače. [2]

5.4 Filtr horní propust

Hornopropustný filtr se zařazuje za vstupní předzesilovač. Filtr horní propust má za úkol odfiltrovat stejnosměrnou složku a signály s nízkými frekvencemi. U EMG se mez filtru horní propust pohybuje od 1 Hz do 100 Hz, je však nejčastěji používaná mez 20 Hz pro dostatečné odstranění půlčlankového napětí mezi elektrodami a k odstranění vznikající se rozdílového napětí vlivem pohybu. Na jeden pár elektrod se uvažuje maximální rozdílové napětí 500 mV. [3], [6]

5.5 Izolační zesilovač

Izolační zesilovač je speciální operační zesilovač s galvanicky odděleným vstupem a výstupem. Tyto dvě části mají oddělené zdroje napájecího napětí. Galvanické rozdělení je řešeno buď kapacitní, indukční nebo optoelektronickou vazbou. Velkým přínosem galvanického oddělení je rozdělení zařízení od sítě, a tak zvýšení bezpečnosti. Obvyklé zesílení izolačního zesilovače je 1. Izolační zesilovač může být vybaven diferenčním vstupem. [2]

5.6 Filtr dolní propust

Filtr dolní propust slouží k eliminaci vysokých frekvencí daného signálu a šumu. Optimální mezní frekvence pro zobrazení elektromyografického signálu se pohybuje od 100 Hz do 10 kHz. Pro snímání EMG pomocí povrchových elektrod je vhodná mez 500 Hz. [3], [6]

5.7 Filtr síťového rušení

Jedná se o typ filtru pásmová zádrž, který odstraňuje síťové rušení o frekvenci 50 Hz. Síťový brum vzniká kapacitními a indukčními vazbami vůči síti. Filtr síťového rušení se může převést do číslicového zpracování signálu při použití dostatečně výkonného A/D převodníku.

5.8 Zesilovač s proměnným zesílením

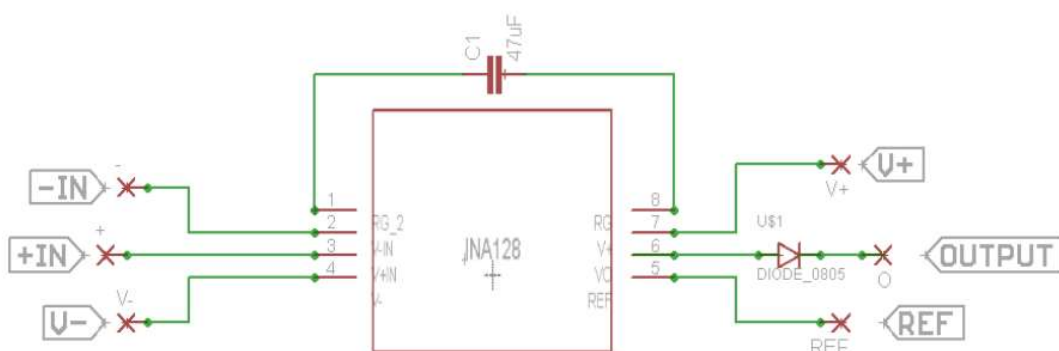
Posledním členem pro předzpracování biosignálu je zesilovač s proměnným zesílením. Tento zesilovač se stará o konečné zesílení již filtrovaného signálu. Protože se u biologických signálů mění špičkové napětí z důvodu kontaktu elektrod nebo stavu organismu, je tu proměnné zesílení, které umožní využít celý rozsah A/D převodníku. Nejčastěji bývá zesilovač s proměnným zesílením vybaven potenciometrem na zpětné vazbě, pomocí kterého nastavujeme požadované zesílení. [3]

6 Vytvoření vlastního EMG modulu

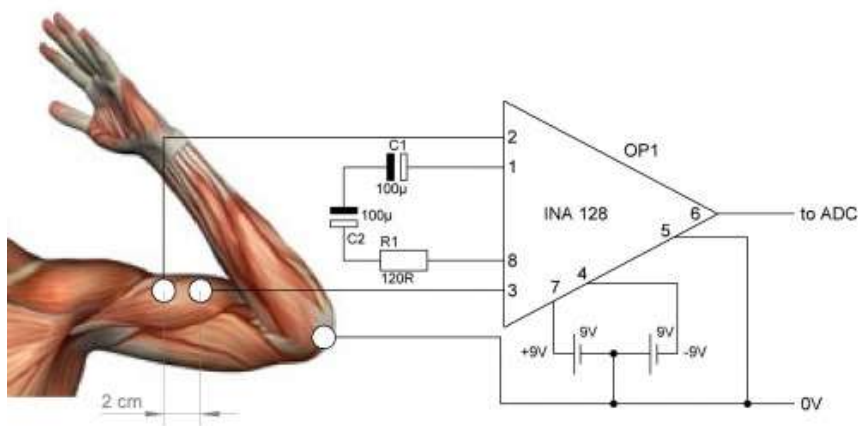
Cílem praktické části je návrh a realizace EMG modulu s akustickým výstupem. Akustický signál se může zpracovat jak analogově, tak digitálně. Na hlavní desce EMG modulu bude zpracován akustický výstup analogového signálu EMG. Následně na rozšiřující desce EMG modulu je zpracování signálu provedeno digitálně pomocí Arduino Pro Mini. Obvod modulu je navržen dle struktury předzpracování biosignálů na obrázku 4.

6.1 Rešerše existujících volně dostupných zapojení EMG

Existují jednoduchá i propracovaná zapojení. Na následujících obrázcích 6 a 7 jsou zobrazena jednoduchá zapojení pro snímání EMG.



Obrázek 6: Jednoduchý obvod pro měření EMG 1 [7]



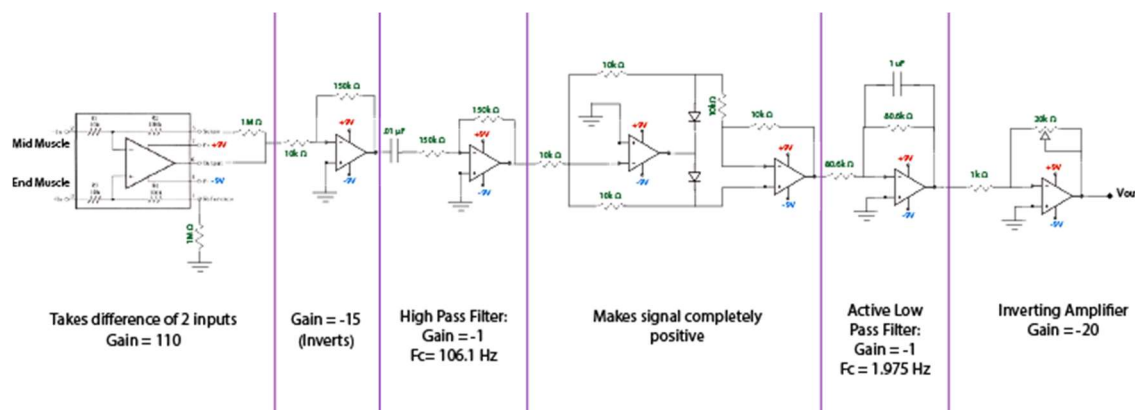
Obrázek 7: Jednoduchý obvod pro měření EMG 2 [8]

V těchto zapojeních je použit přístrojový zesilovač INA128, který zesiluje rozdíl potenciálů na pinech 2 a 3 vůči referenci na pinu 5. U obou je použito symetrické napájení. V prvním zapojení je použit navíc kondenzátor pro odstranění stejnosměrné složky a pro stabilizaci dioda na výstupu. Výstup prvního zapojení bude pouze v kladné části napájecího napětí. V druhém zapojení je použit filtr horní propust s nastavením zesílení pomocí

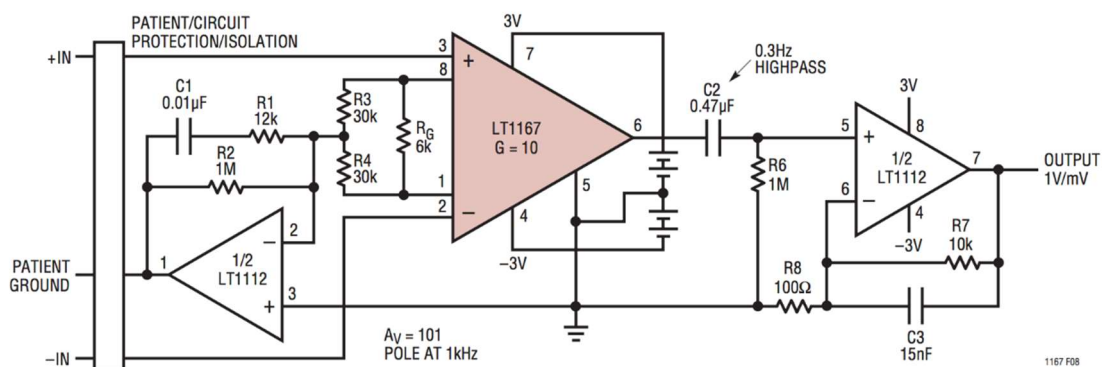
Vytvoření vlastního EMG modulu

rezistoru. V zapojeních nejsou použity filtry dolní propust a notch filtr. Chybí v nich galvanické oddělení. [7], [8]

Další zapojení je složitější a podobá se již zmíněnému předzpracování biosignálů z minulé kapitoly. Jako v předchozích příkladech je využit v zapojení symetrický zdroj. Jako předzesilovač je použitý rozdílový zesilovač INA106 se zesílením 110. Dále signál vstupuje do zesílení (-15) , filtru horní propust ($106,1$ Hz), převodu do pozitivní části, filtru dolní propust (1975 Hz) a zesílení (-20) . Toto zapojení sice neobsahuje notch filtr, který by potlačil síťový šum 50 Hz, ale jelikož je filtr horní propust nastaven na mezní frekvenci $106,1$ Hz, není v této soustavě potřeba. Frekvenční rozmezí povrchového EMG signálu se pohybuje mezi $2 - 500$ Hz. Při zvolení filtru horní propust $106,1$ Hz dochází k velké ztrátě užitečného signálu EMG. Taktéž v obvodu není obsaženo galvanické oddělení. [9]

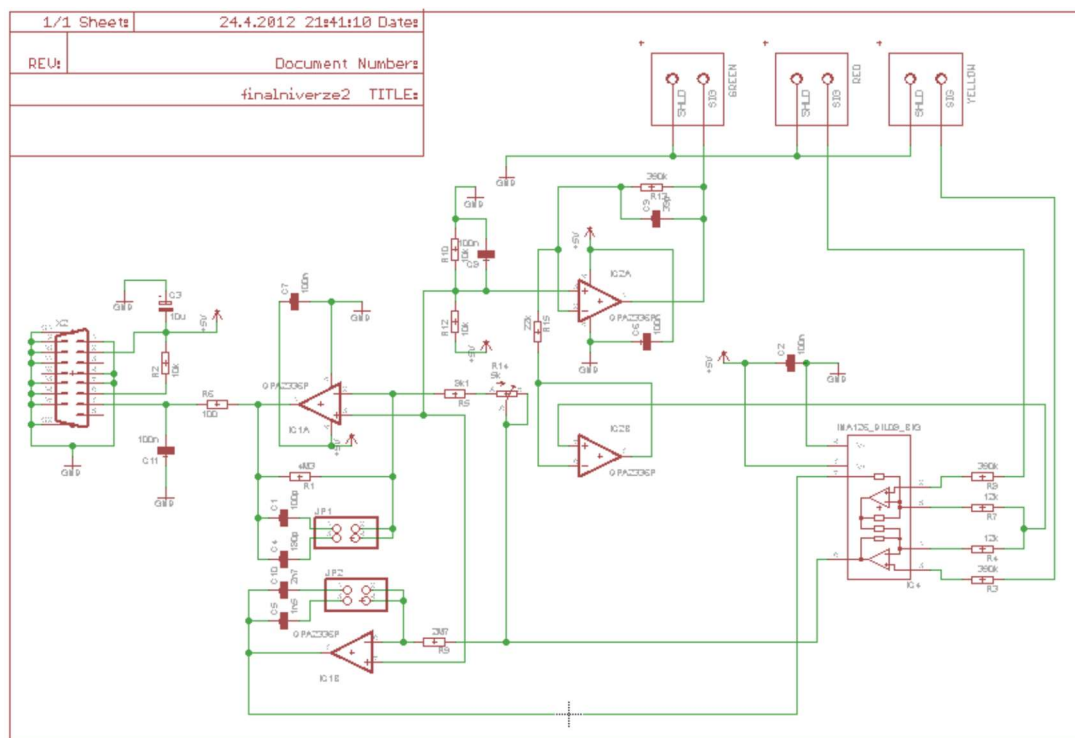


Obrázek 8: Zapojení pro měření EMG [9]



Obrázek 9: Zapojení pro měření EMG pro přístrojový zesilovač LT1167 [10]

Na obrázku číslo 9 je speciální zapojení pro operační zesilovač LP1167, které je navrženo výrobcem Linear Technology a zveřejněno v datasheetu. Tento přístrojový zesilovač spolu s tímto zapojením je zkonstruován pro snímání EMG. Pracuje se zesílením 10. Využívá napájení symetrického zdroje. V pravé části obrázku je naznačeno galvanické oddělení. Filtr horní propust je možno změnit pomocí kondenzátoru C2. Od výrobce je doporučen s mezní frekvencí $0,3$ Hz. Dále filtr dolní propust je nastaven s mezní frekvencí 1000 Hz a zesílení na 101. Celková soustava zobrazuje 1 mV signálu EMG jako 1 V na výstupu. [10]

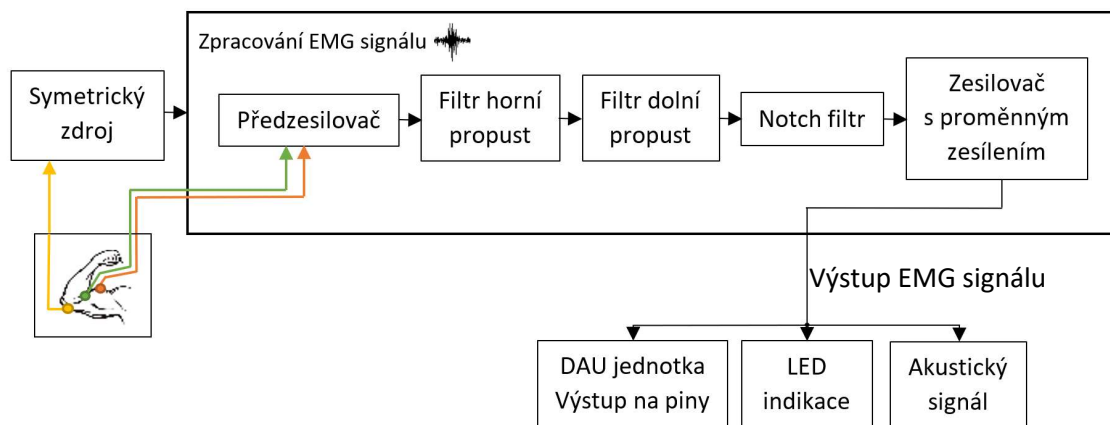


Obrázek 10: Zapojení pro měření EMG z bakalářské práce VŠB FEI [3]

Dalším nalezeným zapojením (obrázek 10) je zapojení z roku 2012. V rámci bakalářských prací byl zkonstruován EMG modul s propojením DAU jednotky. Bylo zde využito již existující zapojení modulu pro měření EKG se změnou filtrů. Tento EKG modul byl zkonstruován v rámci projektu DAU jednotky. V zapojení se využívalo napájení pomocí DAU jednotky, nepřevedeného na symetrický zdroj. Jako předzesilovač je zde využit přístrojový zesilovač INA126, který pracuje se zesílením 8,33. Signál postupuje do aktivního filtru horní propust, u kterého se dá měnit mezní frekvence mezi 21,8 Hz a 39,3 Hz. Také u aktivního filtru dolní propust se dá měnit mezní frekvence a to mezi 205 Hz a 370 Hz. Následně zesilovač s proměnným zesílením pracuje se zesílením od -328 až -530 . V zapojení není obsaženo galvanické oddělení, jelikož je realizováno pomocí DAU jednotky. Tato bakalářská práce také řešila propojení DAU jednotky s počítačem a vytvoření softwaru v prostředí MATLAB. [3]

6.2 Návrh vlastního EMG modulu

Při návrhu vlastního EMG modulu je postupováno dle předzpracování biosignálů na obrázku 4. Cílem je filtrovat a zesílit signál přivedený elektrodami na zpracovatelnou úroveň pro A/D převodník. Pro napájení je použita DAU jednotka, která disponuje galvanickým oddělením, z tohoto důvodu není potřeba realizovat galvanické oddělení v EMG modulu. Schéma návrhu ukazuje obrázek číslo 11.

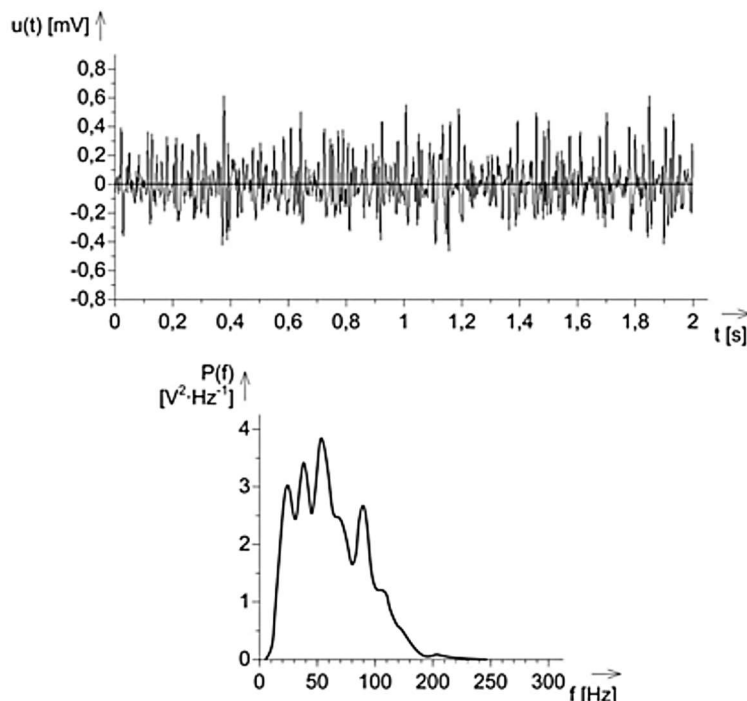


Obrázek 11: *Blokové schéma EMG modulu*

Zpracovaný EMG signál je přiveden na LED indikaci, zpracování akustického signálu nebo je předán na výstupní piny zároveň s výstupem pro DAU jednotku. Přepínání mezi těmito výstupy se mění pomocí dvou tlačítek. Jednotlivé části EMG modulu jsou popsány níže.

6.2.1 Požadavky na vytvořený EMG modul

Elektromyografický signál měřený povrchovými elektrodami se pohybuje svou amplitudou mezi 0,05 – 5 mV s frekvencí od 2 do 500 Hz. Opakovací frekvence se objevuje mezi 6 – 30 Hz. [11] Navržený EMG modul by měl dostatečně zobrazit jak slabé, tak i silné signály EMG s minimálním zkreslením filtrů a šumem.



Obrázek 12: *Fourierova transformace EMG signálu [2]*

Vytvoření vlastního EMG modulu

Pro odstranění stejnosměrné a pohybové složky signálu (vzniklé pohybem končetiny) je doporučeno filtr horní propust nastavit na mezní frekvenci 1 – 100 Hz. Filtr dolní propust by měl být pro eliminaci šumu zvolen na mezní frekvenci 100 – 10000 Hz. [6] Při této mezní frekvenci nedojde k značnému útlumu užitečného EMG signálu, přitom dojde k velkému potlačení šumu. V EMG modulu by neměl chybět i notch filtr. A to z toho důvodu, že signál je přiveden na vstup akustického zpracování. Bez notch filtru by v akustickém signálu byl slyšitelný síťový brum.

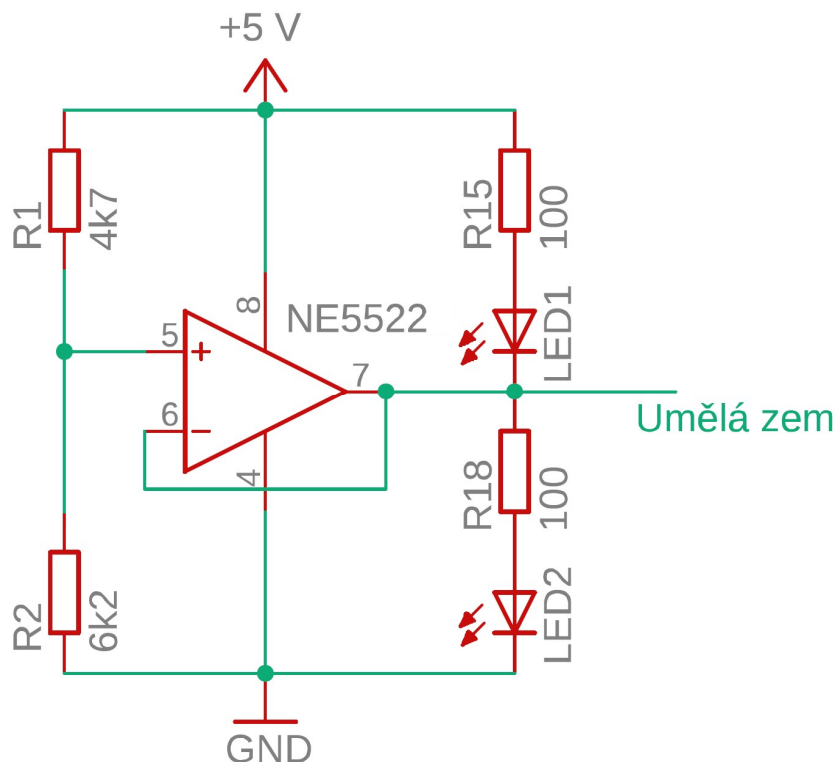
Tabulka 1: Požadavky na vytvořený EMG modul

Název	Realizace ano/ne	typ	Parametr
Symetrický zdroj	ANO	V zapojení s operačním zesilovačem	
Předzesilovač	ANO	Přístrojový zesilovač	$G = 10$
Filtr horní propust	ANO	Sallen-key	Mezní frekvence 20 Hz
Filtr dolní propust	ANO	Sallen-key	Mezní frekvence 500 Hz
Notch Filtr	ANO		Nastaven na 50 Hz
Zesilovač s proměnným zesílením	ANO	Neinvertující zapojení přístrojového zesilovače	$G_{\min} = 25$ $G_{\max} = 125$
Galvanické oddělení	NE		

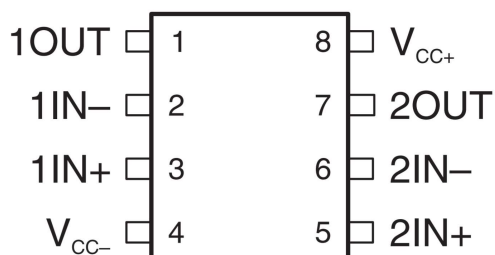
6.2.2 Symetrický zdroj

EMG modul napájí DAU jednotka, která poskytuje EMG modulu galvanicky oddělených 5 V. Symetrický zdroj rozdělí toto napájecí napětí na +2,5 V a –2,5 V vůči vytvořené umělé zemi (na desce označována GND_{sig}). Pro vytvoření symetrického zdroje je zapotřebí jednoduché zapojení napěťového děliče a operačního zesilovače. Pro dosažení symetrického zdroje, je nutné, aby rezistory R1 a R2 měly stejnou hodnotou odporu.

Pro realizaci je použit jeden ze dvojice operačních zesilovačů NE5532 (obrázek 14) od firmy Texas Instruments. Dále jsou zařazeny do obvodu dvě diody spolu s ochrannými rezistory pro indikaci zapnutí EMG modulu. Zapojení symetrického zdroje je ukázáno na obrázku 13.



Obrázek 13: Zapojení symetrického zdroje



Obrázek 14: Zapojení operačního zesilovače NE5532
(<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ne5532.pdf>)

Maximální rozsah výstupního napětí operačního zesilovače NE5532 není symetrické vzhledem k jeho napájení, proto byla umělá zem posunuta přibližně o 0,5 V směrem k V_{dd} . Z tohoto důvodu bylo nutné změnit rezistory R1 a R2. V zapojení disponují odpory hodnotou R1 4700 Ω a R2 6200 Ω .

6.2.3 Předzesilovač

Pro realizaci předzesilovače byl vybrán nízkošumový přístrojový zesilovač INA118P od značky Texas Instruments. Vnitřní zapojení použitého přístrojového zesilovače je na obrázku 16. Hodnota rezistoru R_g nastavuje výsledné zesílení přístrojového zesilovače. Zesílení se vypočítá podle rovnice 1.

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

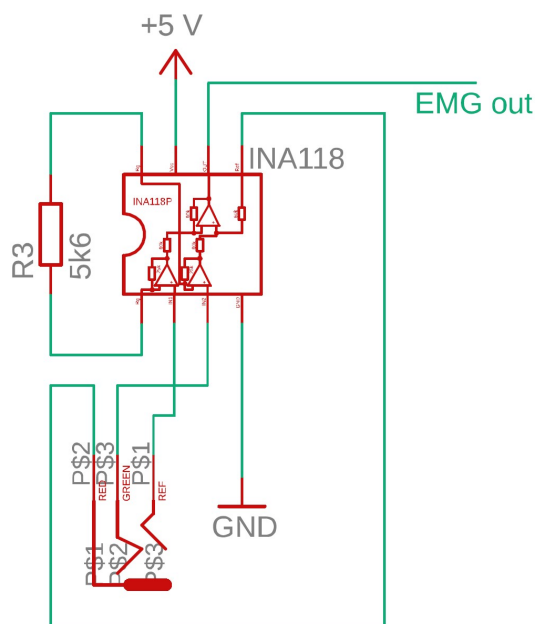
G.....zesílení [-]

R_G.....rezistor [Ω]

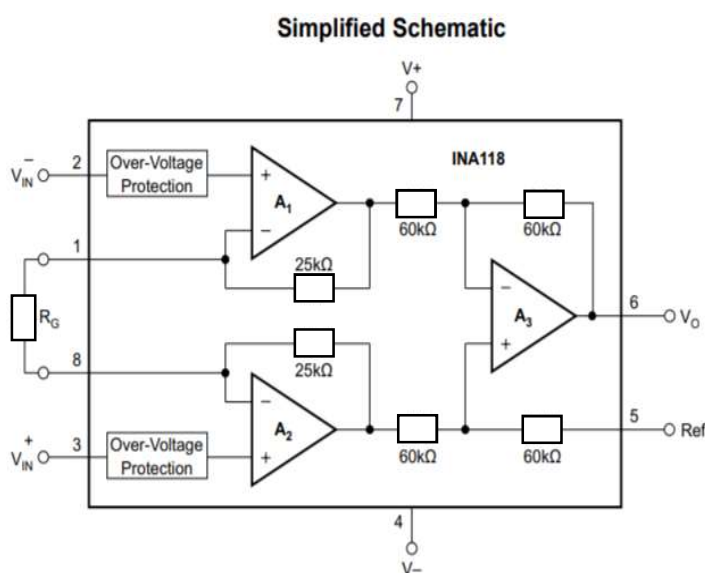
Pro zesílení signálu desetkrát je zvolen rezistor s hodnotou 5,6 kΩ.

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}}{5,6 \text{ k}} = 9,92857$$

Zapojení předzesilovače se vstupním konektorem 3,5 mm jack je ukázáno na obrázku 15.



Obrázek 15: Zapojení předzesilovače



Obrázek 16: Vnitřní zapojení přístrojového zesilovače INA118P
(<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf>)

6.2.4 Filtr horní propust

Pro realizaci byl zvolen aktivní filtr s operačním zesilovačem Sallen-key. Pro nejmenší zkreslení EMG signálu a odstranění stejnosměrné složky byla vybrána mezní frekvence 23 Hz. Mezní frekvence u filtru Sallen-key je dána rovnicí 2.

$$f_{\text{mezní frekvence}} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2)$$

C.....kapacita [F]

R.....rezistor [Ω]

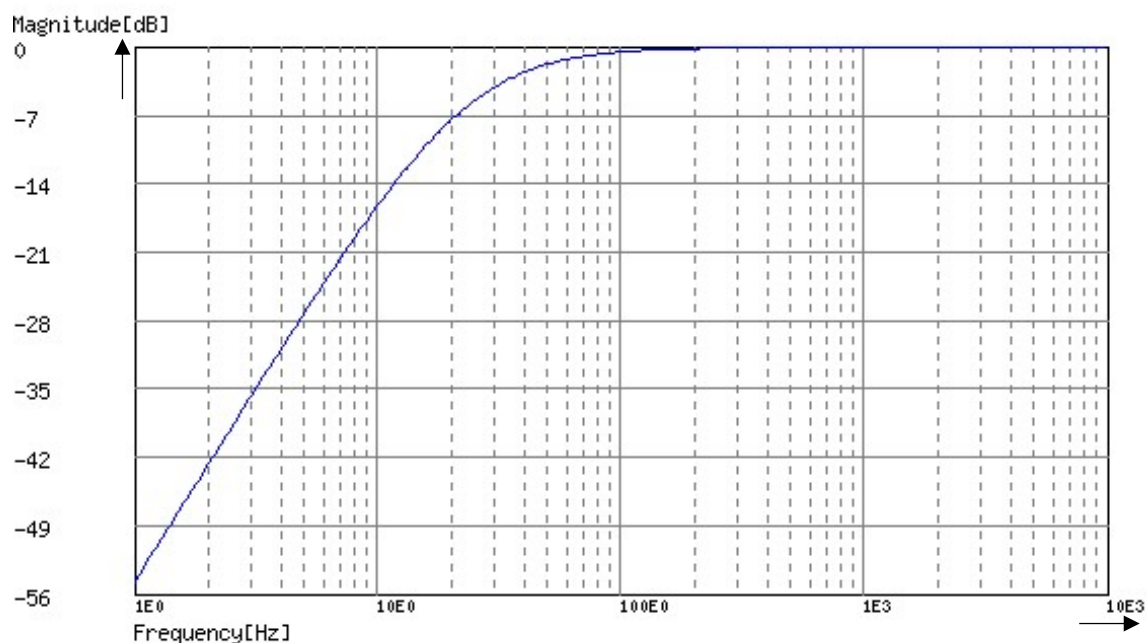
$f_{\text{mezní frekvence}}$mezní frekvence

$$f_{HP} = \frac{1}{2\pi \cdot 68000 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 23 \text{ Hz}$$

f_{HP}mezní frekvence filtru horní propust

Při zvolení rezistorů o velikosti odporu 68 k Ω a kondenzátorů o velikosti kapacity 100 nF je docílena frekvenční charakteristika na obrázku 17.

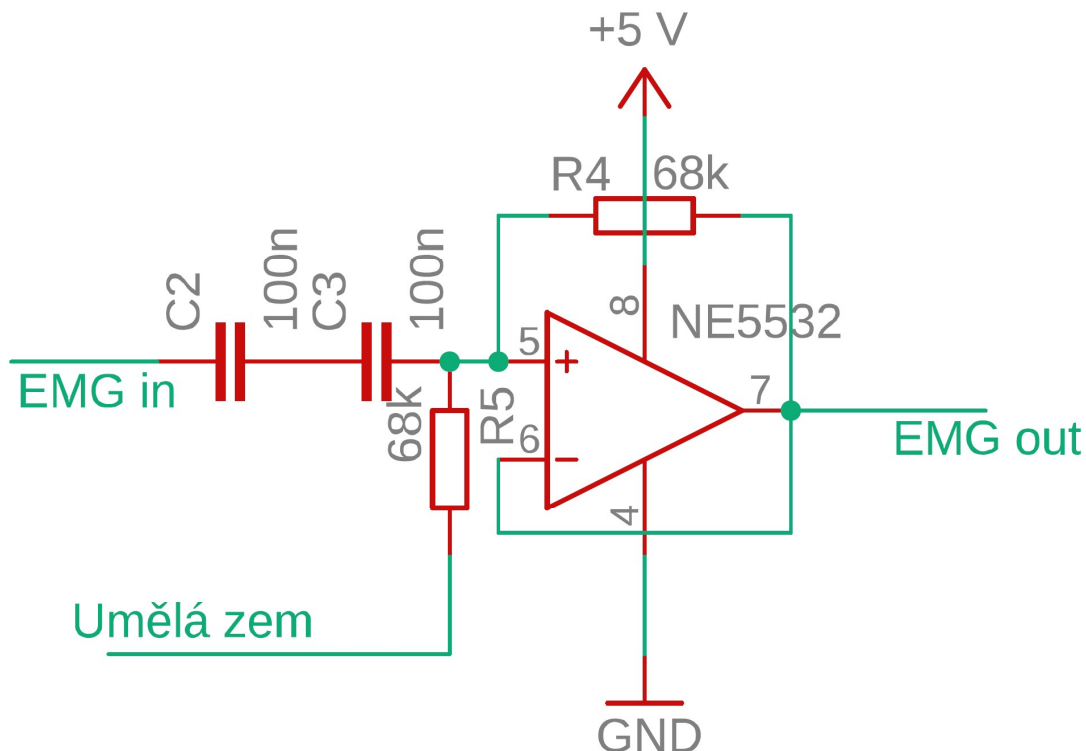
BodeDiagram



Obrázek 17: Frekvenční charakteristika filtru horní propust (<http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPstool.php>)

Vytvoření vlastního EMG modulu

Pro realizaci filtru horní propust je použita část druhého operačního zesilovače NE5532P. Samotné zapojení je zobrazeno na obrázku 18.



Obrázek 18: Zapojení filtru horní propust

6.2.5 Filtr dolní propust

Útlum horních frekvencí je realizován pomocí filtru Sallen-key. Mezní frekvence u EMG se volí mezi 100 – 10000 Hz. [6] Jelikož se EMG signál pohybuje mezi 2 – 500 Hz [11], je mezní frekvence filtru dolní propust zvolena přibližně na 500 Hz. Mezní frekvence je dána rovnicí 2. Při zvolení odporu 6,8 kΩ a kapacity 47 nF je dána mezní frekvence filtru dolní propust níže uvedeným výpočtem.

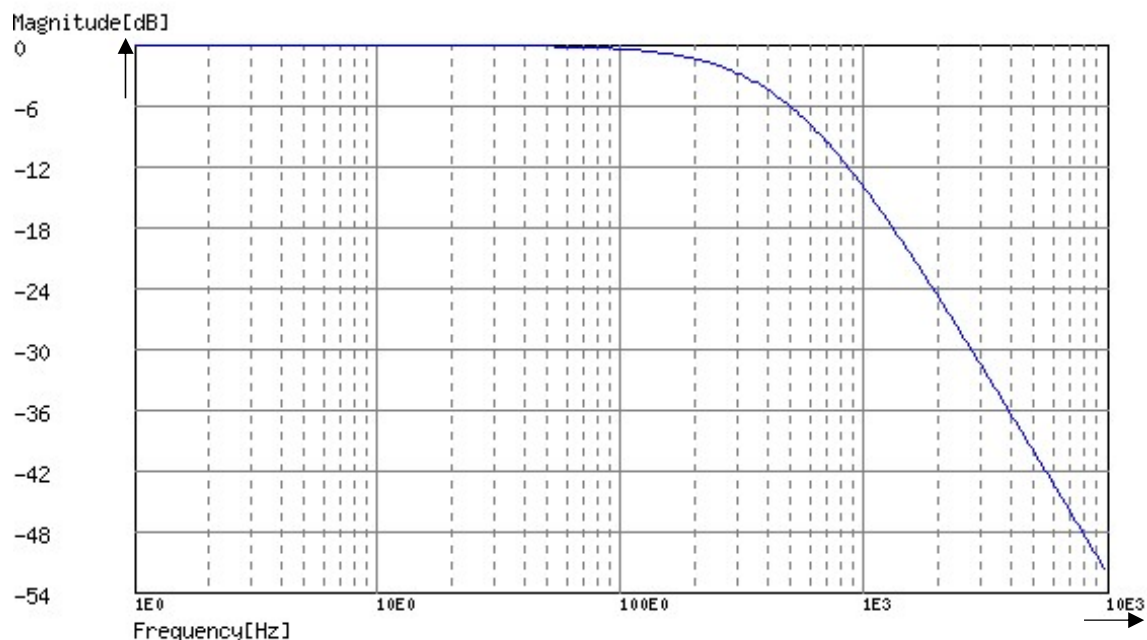
$$f_{DP} = \frac{1}{2\pi \cdot 6800 \cdot 47 \cdot 10^{-9}} = 498 \text{ Hz}$$

f_{DP}mezní frekvence filtru dolní propust

Vytvoření vlastního EMG modulu

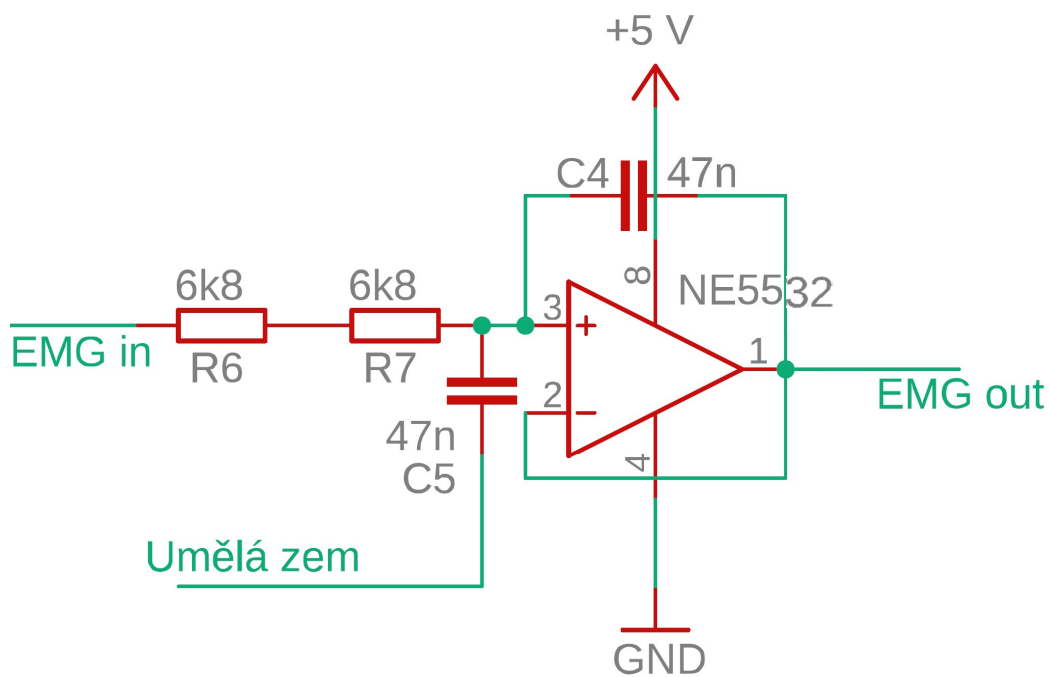
Zvolenými rezistory a kondenzátory je docíleno frekvenční charakteristiky vyobrazené na obrázku 19.

BodeDiagram



Obrázek 19: Frekvenční charakteristika filtru dolní propust (<http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPstool.php>)

Pro realizaci je využita část druhého operačního zesilovače NE5532P. Schéma zapojení je na obrázku 20.



Obrázek 20: Zapojení filtru dolní propust

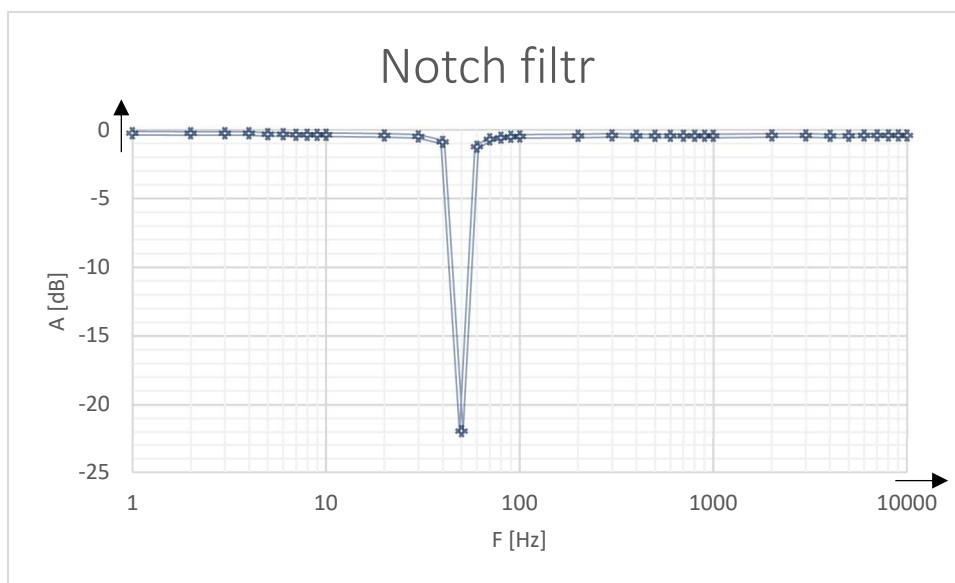
6.2.6 Notch filtr

Notch filtr slouží k potlačení síťového brumu. K docílení návrhu co nejefektivnějšího notch filtru je důležitá kombinace rezistorů a kapacit, která svou mezní frekvencí se blíží 50 Hz. Při zvolení hodnoty odporu 4,7 kΩ a kapacity 680 nF je docíleno mezní frekvence notch filtru 49,798 Hz. Z diskrétních součástek se dá docílit přesnější mezní frekvence jedině jejich kombinací. Pro použití v EMG modulu je tato hodnota dostačující. Výpočet mezní frekvence je dán rovnicí 2.

$$f_{NOTCH} = \frac{1}{2\pi \cdot 4700 \cdot 680 \cdot 10^{-9}} = 49,798 \text{ Hz}$$

f_{NOTCH}mezní frekvence filtru notch propust

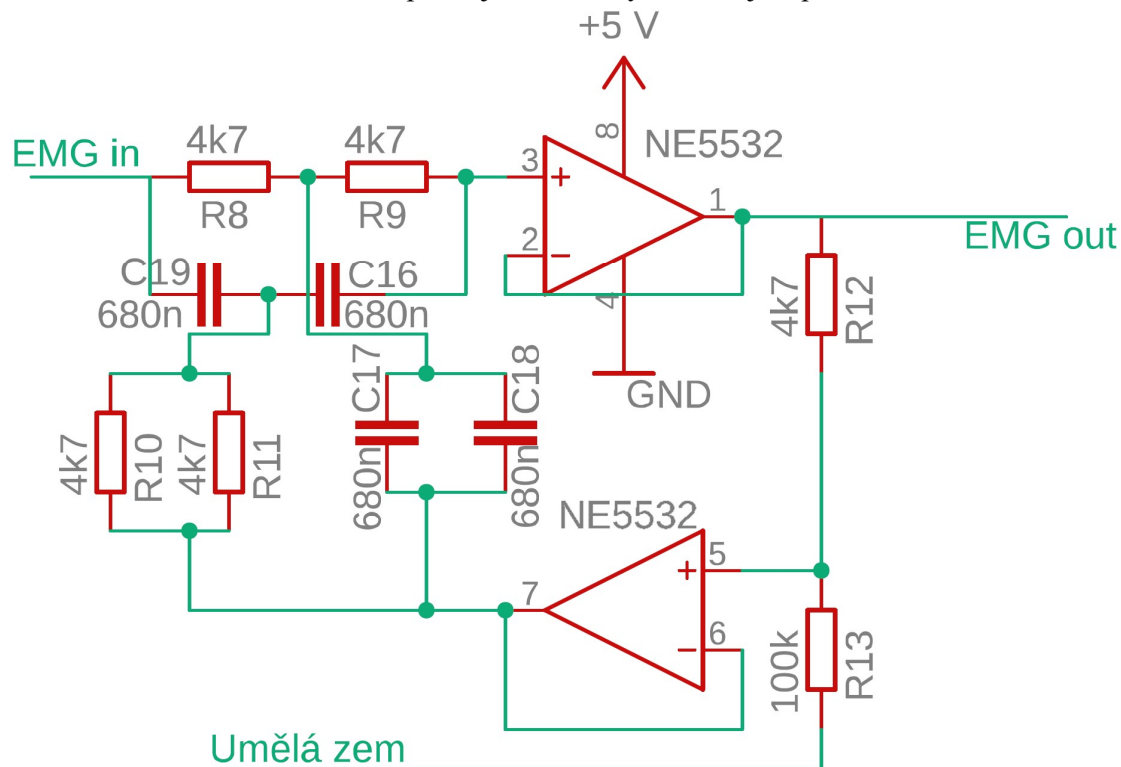
Dále je v zapojení použit rezistor R13 na obrázku 22, který je zodpovědný za šířku utlumeného pásma. Při zvolení malé hodnoty odporu je pásmo útlumu široké a tlumí velkou část okolních frekvencí. Tento negativní efekt má jistou výhodu v tom, že více utlumí zvolenou frekvenci. Při zvolení velké hodnoty rezistoru je šířka pásma útlumu malá a cílovou frekvenci utlumí méně. Jelikož se EMG signál pohybuje frekvenčně mezi 2 – 500 Hz, bylo by nevhodné zvolit šířku pásma útlumu velkou. Na druhou stranu síťový brum značně znehodnocuje užitečný signál EMG. Z tohoto důvodu bylo nutné najít správnou šířku pásma a dostačující útlum síťového brumu. Bylo vyzkoušeno a naměřeno mnoho zapojení notch filtru. Osvědčilo se zapojení s rezistorem R13 = 100 kΩ. Frekvenční charakteristika vytvořené soustavy je uvedena na obrázku 21.



Obrázek 21: Frekvenční charakteristika notch filtru

Měření charakteristiky bylo realizováno tak, že na vstup soustavy byl připojen generátor sinusového signálu s amplitudou 1 V. Průběžně se měnila frekvence podle logaritmické osy a výstupní napětí bylo naměřeno pomocí osciloskopu.

Zapojení notch filtru je uvedeno na obrázku číslo 22. Použité schéma pochází z knihy „Návrh a konstrukce zdravotnické přístrojové techniky“ ve zdrojích pod číslem 6.



Obrázek 22: Zapojení notch filtru

6.2.7 Zesilovač s proměnným zesílením

Zesilovač s proměnným zesílením je poslední částí analogového zpracování k získání EMG signálu. Hlavní podstatou této části je zesílit zpracovaný signál na požadovanou úroveň. EMG signál se pohybuje s velikostí amplitudy od 0,05 mV do 5 mV. Jelikož bylo zesílení realizováno přibližně desetkrát v části předzesilovače, je nutné u zesilovače s proměnným zesílením uskutečnit zesílení alespoň stokrát, a tím docílit celkového zesílení soustavy tisíckrát. V tomto případě vstupní signál EMG o velikosti 0,05 mV se bude zobrazovat na výstupu 50 mV, bez uvažování úbytků z filtrové části. V případě vstupního signálu EMG o velikosti 5 mV by výstupní napětí mělo amplitudu o velikosti 5 V, což převyšuje napájecí napětí operačních zesilovačů 2,5 V. Pro vysoké vstupní napětí EMG je vhodné menší zesílení, nejvíce 500. Z těchto důvodů je zvoleno zesílení v této části 22 – 129. Jako regulátor zesílení je využit potenciometr s hodnotou odporu 500 k Ω , který je sériově zapojený s odporem o velikosti 100 k Ω . Ideální kombinací pro dosažení zvoleného zesílení je rezistor o velikosti odporu 4,7 k Ω . Další částí zesilovače s proměnným zesílením je filtr horní a dolní propust. Při velkém zesílení se může zesilovat stejnosměrná složka nebo šum, který je nežádoucí. Filtr dolní propust bude měnit svou charakteristiku díky proměnnému odporu na zpětné vazbě. Jedná o neinvertující zapojení operačního zesilovače. Zesílení se vypočítá podle rovnice 3.

$$G = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) \quad (3)$$

R1.....rezistor na zpětné vazbě operačního zesilovače [Ω]

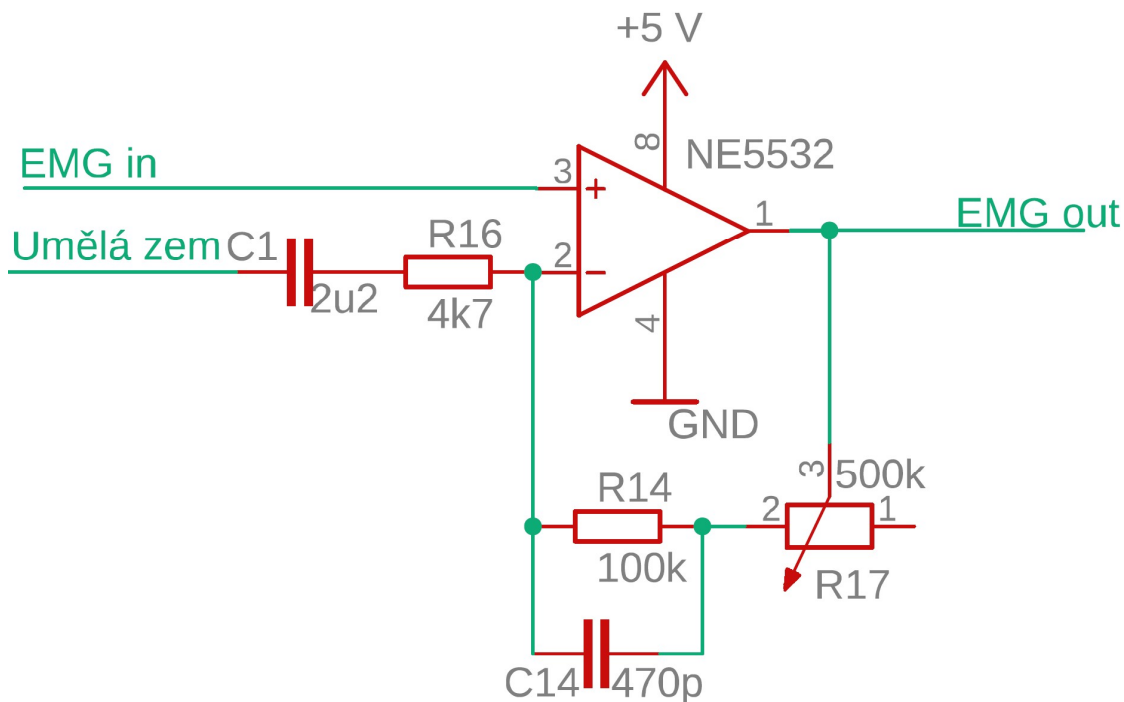
R2.....rezistor vstupní odpor operačního zesilovače [Ω]

V tomto případě je R1 sériové zapojení odporu o velikosti 100 k Ω a potenciometru. R2 je rezistor R16 na obrázku 23 s hodnotou odporu 4,7 k Ω . Vypočtené charakteristiky při různém zesílení vyjadřuje následující tabulka. Vypočtené mezní frekvence filtrů jsou dány rovnicí 2.

Tabulka 2: Tabulka možností zesilovače s proměnným zesílením

	Velikost zesílení	Mezní frekvence filtru horní propust [Hz]	Mezní frekvence filtru dolní propust [Hz]
Minimální zesílení	22	15	3386
Maximální zesílení	129	15	564

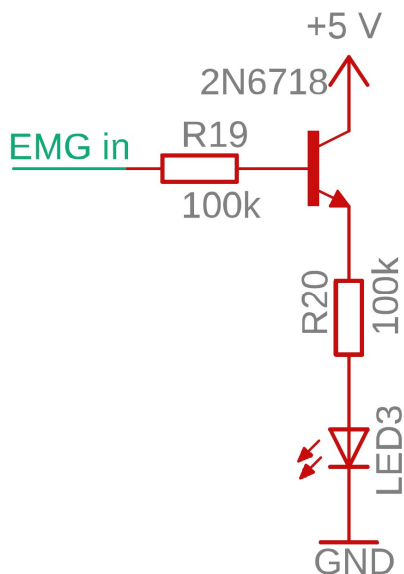
Pro realizaci zapojení zesilovače s proměnným zesílením je použita část operačního zesilovače NE5532P ze symetrického zdroje. Na obrázku 23 je zapojení zesilovače s proměnným zesílením.



Obrázek 23: Zapojení zesilovače s proměnným zesílením

6.2.8 Indikátor EMG pomocí LED

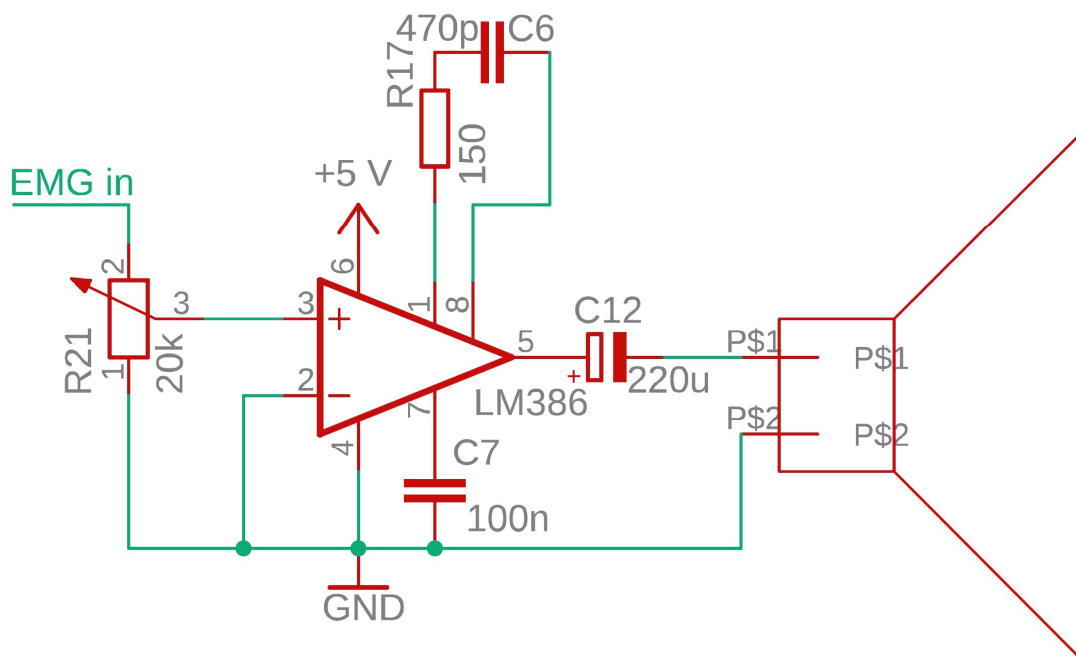
Pro jednoduchou kontrolu, zda EMG modul funguje správně, je na desce realizována indikace EMG pomocí LED. Pokud vstupní signál při minimálním zesílení překročí mez 4 mV nebo při maximálním zesílení překročí mez 0,4 mV, rozsvítí se LED. Pro realizaci indikátoru je použit tranzistor 2N6718 v zapojení sledovače. Samotné zapojení je ukázáno na obrázku 24.



Obrázek 24: Zapojení indikace EMG pomocí rozsvícení LED

6.2.9 Realizace akustického signálu EMG

Pro realizaci akustického signálu byl vybrán univerzální audio zesilovač LM386P od značky Texas Instruments. Pro vybraný audio zesilovač existuje mnoho doporučených zapojení v datasheetu. Pro jasně zřetelný audio signál bylo vybráno zapojení se zesílením 50 s modifikací pro docílení lepších výsledků. Zapojení na začátku disponuje napětovým děličem v podobě potenciometru. Je nutné nalézt správnou polohu potenciometru. Pro jasnou slyšitelnost akustického signálu EMG je dobré nastavit zesílení maximální na EMG modulu. Použité zapojení je ukázáno na obrázku 25.

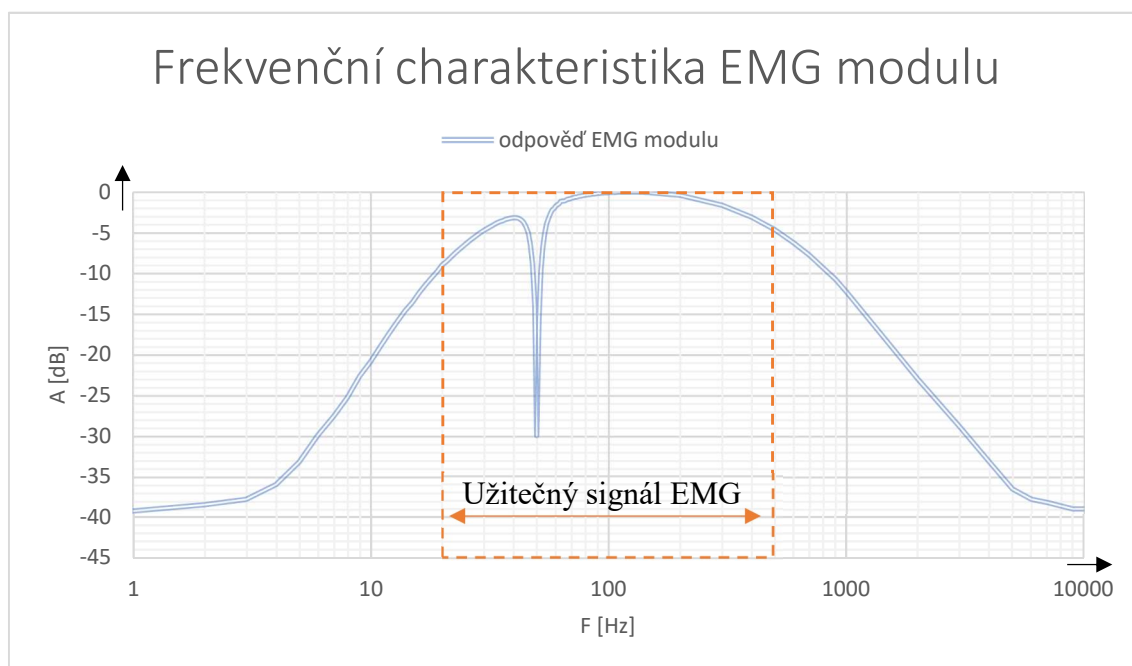


Obrázek 25: Zapojení pro realizaci akustického výstupu

6.2.10 Shrnutí vytvořeného EMG modulu

Vyrobený EMG modul disponuje přístrojovým zesilovačem INA118P, jako předzesilovač s nastaveným zesílením 9,92857. Dále signál vstupuje do filtru Sallen-kay horní propust s mezní frekvencí 23 Hz a dolní propust s mezní frekvencí 498 Hz. Na desce je vytvořený notch filtr pro útlum síťového brumu 50 Hz. Posledním článkem předzpracování signálu je zapojení zesilovače s proměnným zesílením. Hodnotu zesílení je možno nastavit od 22 do 129 se změnou filtru dolní propust a nastaveným filtrem horní propust. Konečné zesílení celé soustavy je od 218 do 1281. Protože změnou zesílení se mění rozsah možného snímaného signálu, je možné zobrazit vstupní EMG signál při minimálním zesílení až do 11 mV. Při maximálním zesílení až do 1,5 mV.

Celková frekvenční charakteristika celého EMG modulu je zobrazena na následujícím obrázku 26, kde je vidět útlum krajních frekvencí užitečného EMG signálu. Tento útlum je způsoben použitím filtrů sallen-key. Jedná se o filtr druhého řádu, který utlumuje v mezní frekvenci o -6 dB. V hodnotě 20 Hz na obrázku 26 je útlum větší z důvodu použití filtru prvního řádu v zapojení zesilovače s proměnným zesílením, který má útlum v mezní frekvenci o -3 dB. U zapojení zesilovače s proměnným zesílením je realizován filtr dolní propust, který má mezní frekvenci s minimálním zesílením EMG modulu 3386 Hz a s maximálním zesílením 564 Hz. Protože byla tato charakteristika proměřena s minimálním zesílením EMG modulu, je útlum tohoto filtru nepatrný, ale při zesílení na maximum by byl útlum v 500 Hz větší.





Obrázek 26: Frekvenční charakteristika vytvořeného EMG modulu


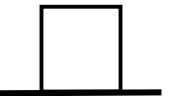



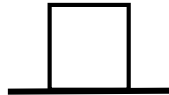


Vytvořené předzpracování EMG signálu dostatečně utlumuje rušivé elementy, jako šum, síťový brum, dvoučlávkové napětí a zesiluje užitečný signál EMG, který se pohybuje svou vstupní amplitudou od 0,05 mV do 5 mV. Vytvořený modul dostatečně zobrazuje slabé

Vytvoření vlastního EMG modulu

i silné signály EMG. Při zapojení elektrod je naměřené nechtěné napětí pod úrovní nejslabšího EMG signálu.

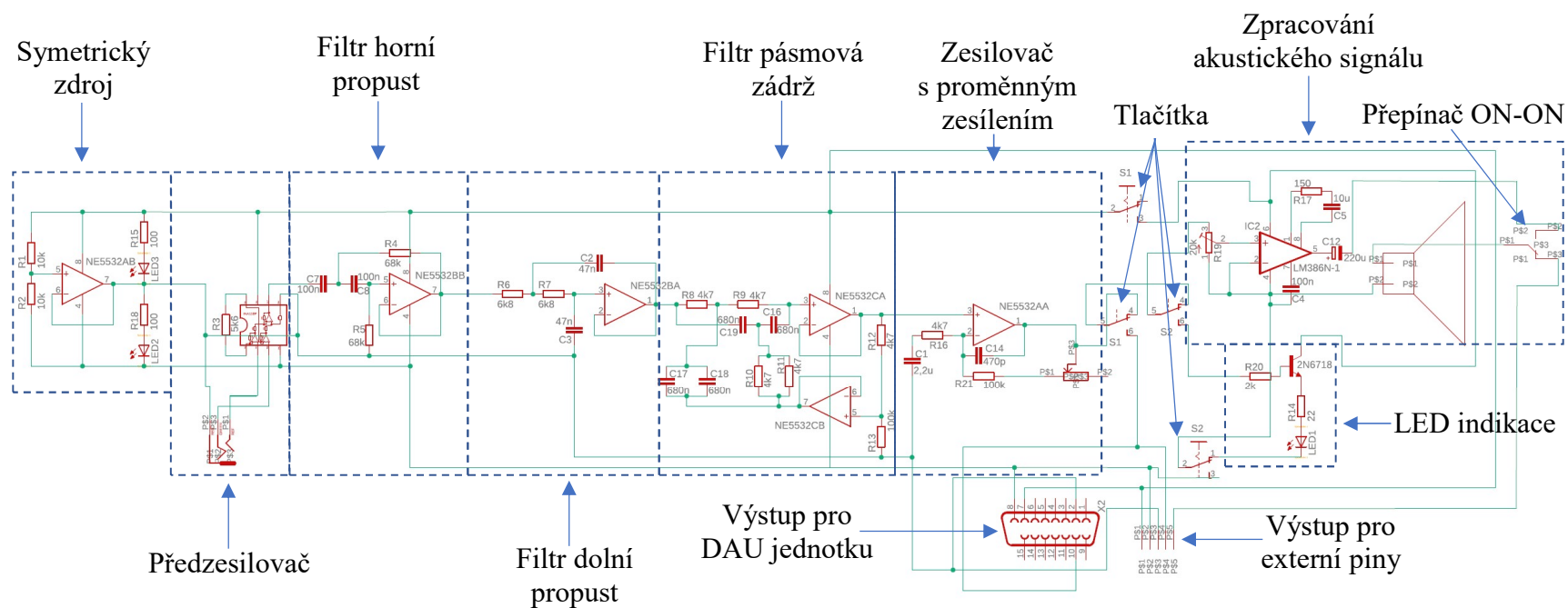
Zpracovaný EMG signál vstupuje buď do zapojení pro indikaci pomocí LED, audio zpracování nebo je přiveden na výstupní piny spolu s výstupem pro DAU jednotku. Přepínání provádíme pomocí dvou tlačítek. Tato tlačítka mají trojici pinů na pravé a levé straně pro zapnutí a vypnutí různých dvou větví. V zapojení jsou v rámci tlačítek využity obě strany. Pravá strana slouží pro zapnutí nebo vypnutí napájecích pinů a levá strana pro volbu výstupu EMG signálu. Tlačítko číslo jedna (horní) na své pravé straně zapíná a vypíná napájení +5 V pro indikaci pomocí LED a realizaci audio signálu. Na své levé straně přepíná výstupní signál EMG z předzpracování signálu na výstupní piny spolu s DAU jednotku nebo převádí EMG signál dále na tlačítko číslo dva pro výstup EMG signálu na desce. Tlačítko číslo dva na pravé straně předává EMG signál na vizualizaci pomocí LED nebo do zpracování pro výstup audio signálu. Na druhé straně tlačítko číslo dva přepíná GND mezi vizualizací pomocí LED a audio zpracováním. Dále je na desce přidán posuvný přepínač ON-ON, který nastavuje reproduktor pro realizaci zvuku z desky EMG modulu nebo z výstupního pinu. Toto řešení bylo přidáno pro možnost využití reproduktoru rozšiřujícími deskami. Názorná ukázka využití přepínání tlačítek je sepsána v tabulce 3, kde symbol  značí nezmáčknuto a  zmáčknuto.

Tabulka 3: Možnosti tlačítek na desce EMG modulu

Tlačítko 1	Tlačítko 2	Funkce
		Realizace EMG signálu mimo desku. Ideální pro snímání DAU jednotkou a pro zpracování na externích pinech. Bez možnosti využití pinu pro reproduktor.
		Realizace EMG signálu taktéž mimo desku. Zpřístupnění pinu pro využití reproduktoru na desce. Nutno přepnout posuvný přepínač ON-ON do polohy vpravo.
		Realizace EMG signálu na desce s vizualizací EMG signálu pomocí LED.
		Realizace EMG signálu na desce s akustickým výstupem. Nutno přepnout posuvný přepínač ON-ON do polohy vlevo.

Deska pro externí výstup EMG signálu je vybavena konektorem COM 15, pro připojení do DAU jednotky. Problematika DAU jednotky je popsána níže. Dále je deska vybavena externími piny, které jsou určeny pro možné zpracování analogového EMG signálu na externí desce. Piny jsou seřazeny následovně (zprava doleva): napájecí pin +5 V (pro externí napájení), GND, umělá zem (na desce GND_{sig}), EMG signál, vstupní pin pro reproduktor.

Vytvořený EMG modul byl schematicky navržen v programu Eagle. Celé schéma zapojení je na obrázku 27.

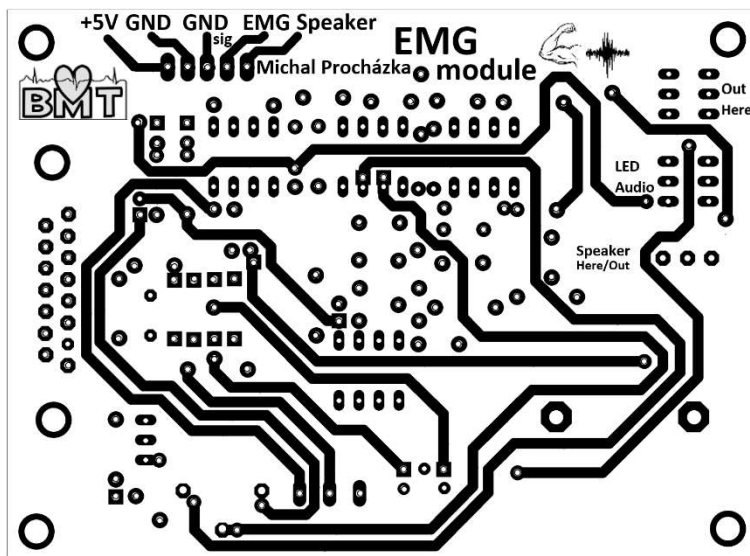


Obrázek 27: Schématické zapojení vytvořeného EMG modulu

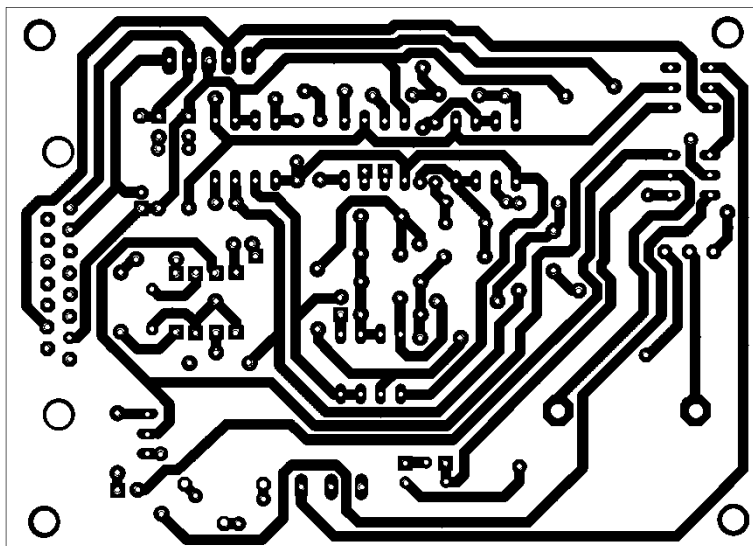
Vytvoření vlastního EMG modulu

Následně byla navržena oboustranná deska pro vyleptání. Deska byla vyrobena fotocestou s použitím oboustranné desky fotocuprexit s šířkou 10 cm a délkou 7,5 cm. Na přední straně desky jsou popsány určité části obvodu. Jednotlivé návrhy jsou ukázány na obrázcích 28 a 29. Vytvořená a osazená deska je na obrázku 30.

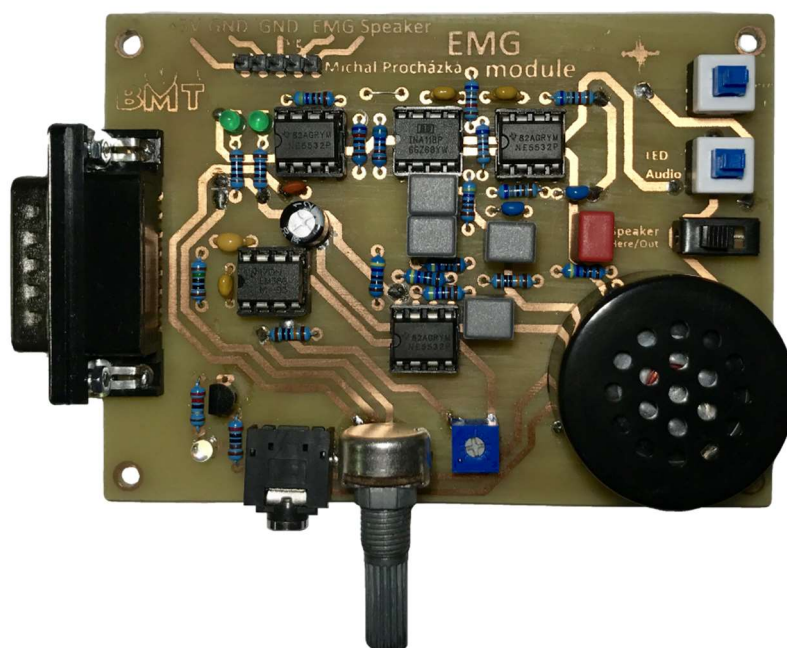
Výroba obvodu byla prováděna v několika krocích. Prvním krokem bylo vytisknutí šablony na průhlednou fólii. Následovalo ozáření pomocí UV lampy, vyvolání pomocí vývojky NaOH, vyleptání v roztoku FeCl_3 a nalakování pájitelného laku. Pro úspěšné vyleptání je důležité znát dobu ozáření, vyvolání a vyleptání. Pro lepší kontrast šablony byla nanесena vrstva fixem na bílé tabuli a setřena tam, kde nepatří.



Obrázek 28: Návrh obvodového zapojení EMG modulu přední strana

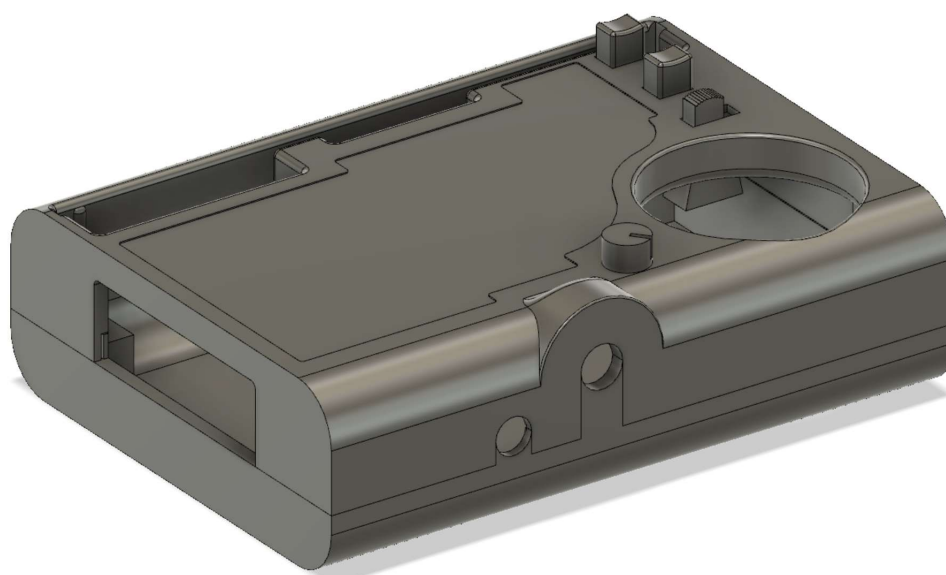


Obrázek 29: Návrh obvodového zapojení EMG modulu zadní strana

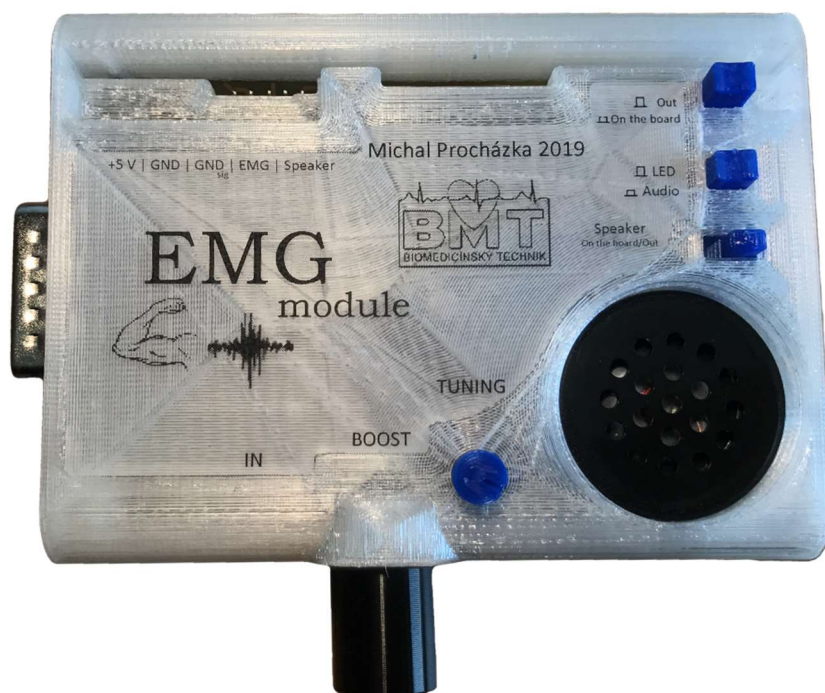


Obrázek 30: Vytvořená a osazená deska EMG modulu

Pro zakrytování bylo využito technologie 3D tisku. Byl navržen kryt na EMG modul se slotem pro externí desku s rozměrem do šířky až 10 cm. Návrh byl vytvořen v programu Autodesk Fusion 360. Kryt je vyroben z materiálu PLA. Navržený kryt je na obrázku 31.



Obrázek 31: Návrh krytu pro 3D tisk



Obrázek 32: Vytvořený EMG modul

Kompletní vytvořený EMG modul je vyobrazen na obrázku 32. Na krytu je nalepena nálepka s popisem jednotlivých uživatelských částí EMG modulu. Seznam použitých součástek je zahrnut v příloze.

6.3 Rozšíření EMG modulu o Arduino

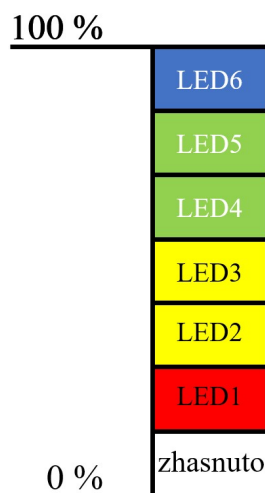
Vytvořená deska EMG modulu disponuje pětici externích pinů. Aby výstup EMG signálu byl převeden na výstupní piny, musí být tlačítko číslo jedna v poloze vypnuto. Tyto piny jsou využity pro rozšíření, testování a zpracování analogového signálu EMG. V rámci této bakalářské práce je vytvořeno i rozšíření EMG modulu o digitální zpracování. Protože akustický signál můžeme realizovat analogově (již vytvořeno na desce), tak i digitálně (pro indikaci úrovně) je vytvořena deska pro digitální zpracování a následné přehrání zvuku. Pro maximální citlivost je nutné nastavit EMG modul na maximální zesílení.

Vytvořená deska s Arduinem Pro Mini využívá pro napájení externí piny z EMG modulu určené pro externí napájení. Na analogovém pinu A1 snímá Arduino EMG signál. Ten je zpracováván buď indikací velikostí signálu pomocí kaskády LED nebo akusticky při překročení nastavené meze. Spuštěním programu začne měření úrovně nuly, kolem které EMG signál vychází. Během měření musí být měřená partie svalu v klidu. Po dvojitém bliknutí modré diody je zjištěna úroveň nuly. Dalším potřebným měřením je měření maximálního úsilí, při kterém vykoná vyšetřovaná osoba nejvyšší úsilí v měřeném svalu. Po dalším zablikání modré diody je maximum nastaveno. Tímto měřením je zjištěn rozsah, ve kterém bude Arduino zpracovávat EMG signál pro vizualizaci pomocí kaskády LED. Měření funguje na základě příkazu `for()`, kde je provedeno sečtení prvních 55 hodnot

s rozestupem 10 ms. Zjištěné číslo vydělí 55. Výsledkem je naměřená průměrná hodnota nuly i maxima (průměr pouze z pozitivní části EMG signálu).

6.3.1 Indikace velikosti EMG pomocí kaskády LED

Pro vizualizaci velikosti EMG signálu pomocí kaskády LED je zapotřebí nastavení nuly a maxima. Protože se EMG signál mění rychle v čase a dosahuje kladných i záporných hodnot, je pomocí funkce `if() {}` realizováno převedení záporné části EMG signálu do kladné části. Z převedeného EMG je následně naměřeno 50 dat po 1 ms a vypočtena průměrná hodnota. Tato průměrná hodnota je následně přiřazena k LED, která vyjadřuje procentuální poměr vůči naměřenému maximu (obrázek 33). Při měření pomocí této indikace je možné zjistit, jestli dotyčná osoba dokáže několikrát za sebou aktivovat sval podobně velkou silou.



Obrázek 33: Procentuální úroveň jednotlivých LED

6.3.2 Indikace svalové aktivace s audio výstupem

Pro realizaci je využit stejný princip měření jako u předchozího zpracování pomocí Arduina s tím rozdílem, že naměřená hodnota je porovnávána s nastavitelnou mezí. Pokud úroveň průměrného EMG signálu překročí zvolenou úroveň, přehraje se zvuk uložený na SD kartě. Tato úroveň se nastavuje pomocí trimru. Trimer je použit jako napěťový dělič se snímáním hodnoty pomocí analogového pinu Arduina. Po překročení nastavené úrovně program čeká, než se sval zrelaxuje. Po určité době relaxace a následné svalové aktivace přehraje zvuk znovu. Pokud sval bude stimulován neustále, přehraje se zvuk z SD karty pouze jednou. Pro realizaci zvuku bylo nutné vytvořit akustický zesilovač. Jeho základem je univerzální akustický zesilovač LM386P. Pro vytvoření zvuku je využit reproduktor na desce EMG modulu. Pro použití je nutné, aby tlačítko číslo dva bylo zapnuto a posuvný přepínač ON-ON byl v poloze vpravo.

6.3.3 Ukládání EMG signálu na SD kartu

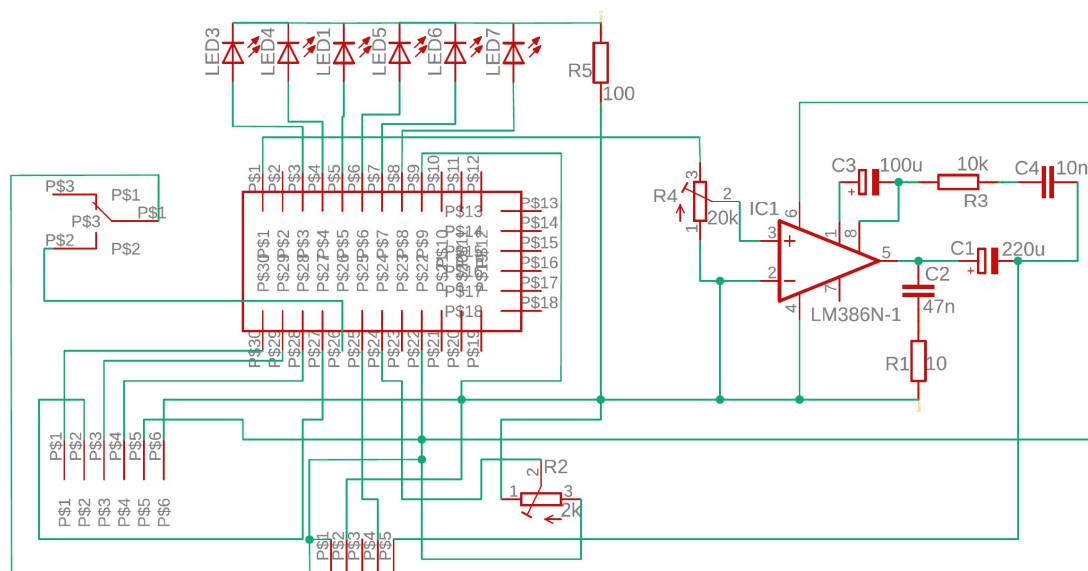
V případě absence počítače pro ukládání EMG signálu lze využít možnost přeprogramování tohoto rozšíření tak, že se měřený signál EMG bude ukládat na SD kartu.

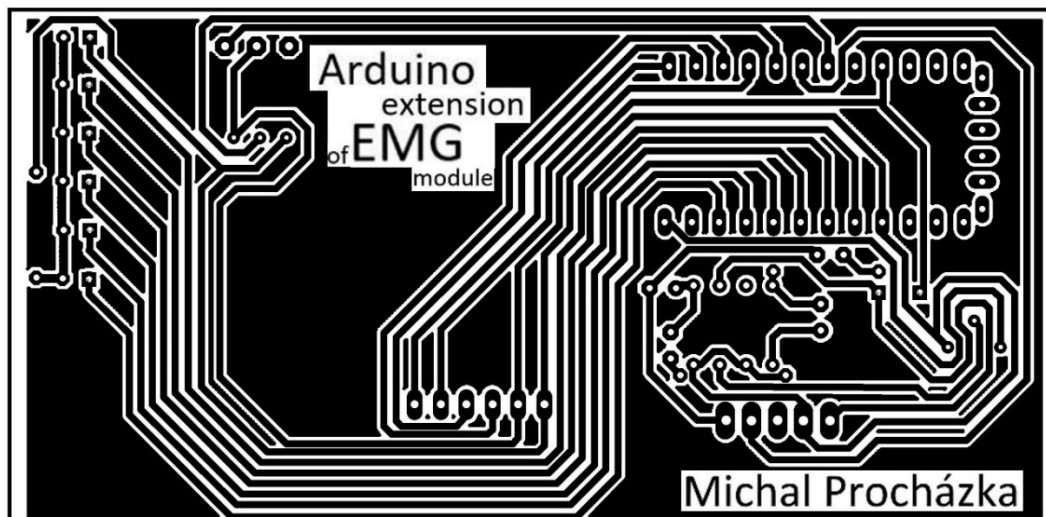
Vytvoření vlastního EMG modulu

Ukládání se provádí do textového souboru. Ve vytvořeném programu pro Arduino jsou využívány dvě ze tří vytvořených metod. Pro přeprogramování stačí v hlavní smyčce void loop() přepsat nepožadovanou metodu na metodu ukládání na SD kartu.

6.3.4 Realizace rozšiřující desky

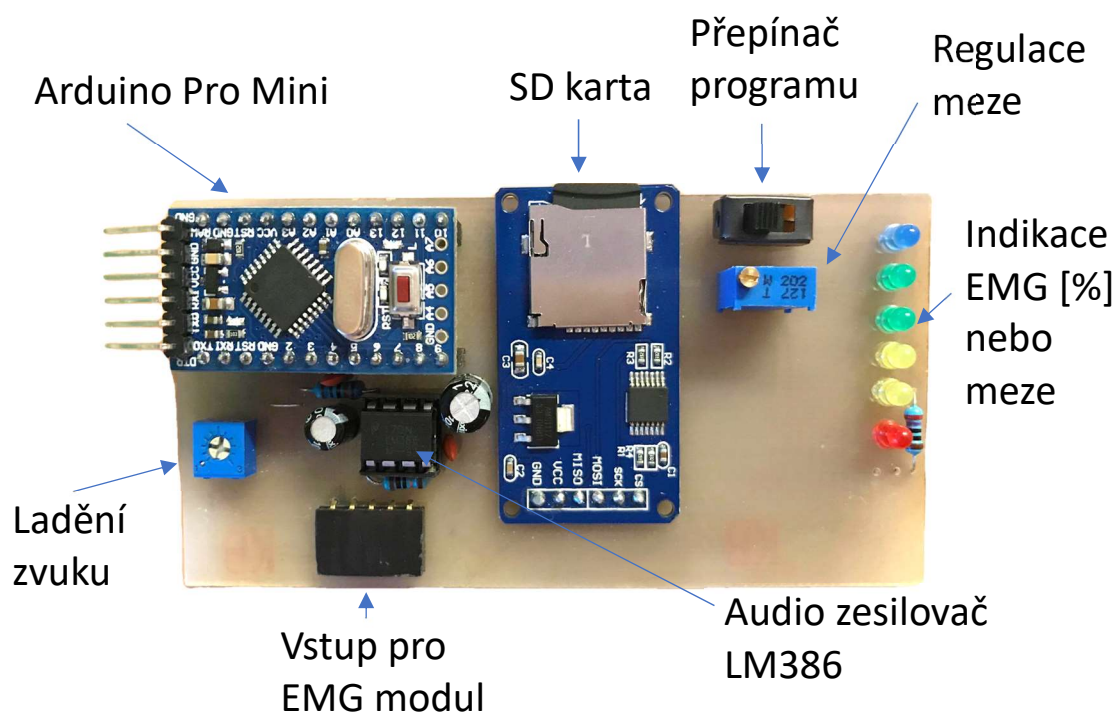
K uvedeným účelům bylo vytvořeno schématické zapojení této rozšiřující desky. Pro realizaci zvuku je využito zapojení z datasheetu audio zesilovače LM386. Zvuk přivedený do tohoto zapojení se ladí pomocí potenciometru. Přepínání mezi dvěma programy se provádí posuvným přepínačem ON-ON, který je umístěn vedle kaskády LED. Pod tímto posuvným přepínačem je trimer, kterým se nastavuje mez v programu akustické indikace svalové aktivace. Tuto mez musí aritmetický průměr EMG signálu překročit, aby se zvuk z SD karty přehrál. Pro jasné nastavení je velikost meze přibližně vizualizovaná pomocí kaskády LED. Na funkčnost programu s indikací pomocí kaskády LED a ukládání signálu na SD kartu, nemá trimer vliv. Celé navržené schéma zapojení je na obrázku 34. Dále je na obrázku 35 ukázáno obvodové zapojení tohoto rozšíření.



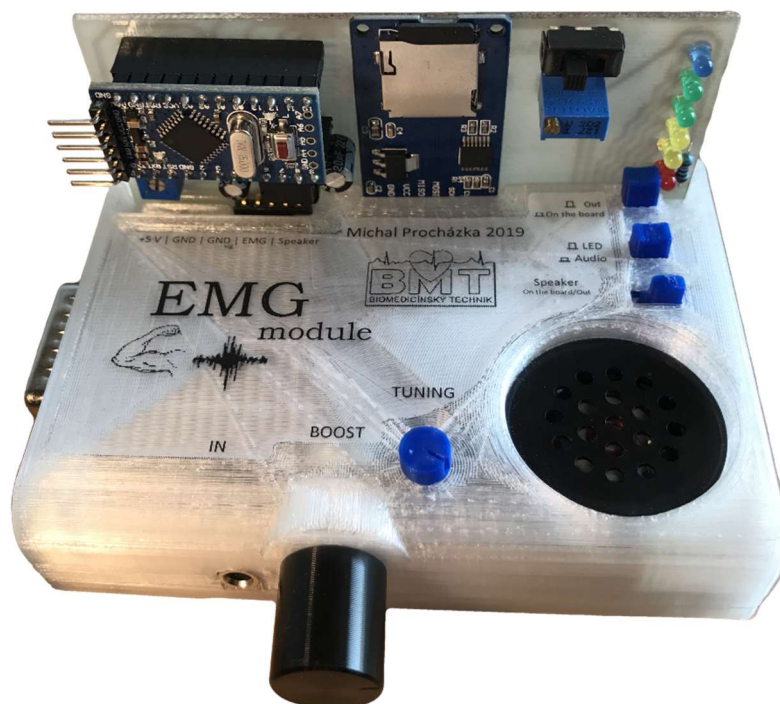


Obrázek 35: Obvodové zapojení rozšiřující desky Arduino

Rozšiřující deska byla vyleptána a osazena na jednostrannou desku fotocuprexitu s délkou 5 cm a šířkou 10 cm. Na obrázku 36 je zobrazena a popsána vytvořená rozšiřující deska. Vytvořené rozšíření se zasunuje do EMG modulu, jak je ukázáno na obrázku 37.



Obrázek 36: Vytvořené rozšíření o Arduino, popsáno pro uživatelské účely



Obrázek 37: EMG modul spolu s rozšiřující deskou

7 Realizace měřicího řetězce pro záznam a analýzu EMG

V softwarovém zpracování je EMG signál zobrazován a analyzován. Pro převedení analogového zpracovaného EMG signálu na digitální číslo je použit jako A/D převodník bmeng DAU jednotka, která disponuje galvanickým oddělením. DAU jednotka komunikuje v počítači se vzdálenou knihovnou dll. A/D převodník převede analogový signál na bezrozměrné číslo, které je mu vlastní. Proto získaný signál musí být upraven na úroveň s jasnou vypovídající hodnotou. Pro analýzu a zobrazení EMG signálu je využito programové prostředí LabView 2018. LabView při používání dll knihoven zobrazí možné příkazy, na které se dll knihovny lze zeptat.

7.1 DAU jednotka

Bmeng DAU jednotka (obrázek 38) je analogově digitální převodník s galvanickým oddělením. Tato jednotka disponuje dvěma měřicími kanály, které jsou tvořeny konektory CAN 15, který má patnáct pinů. Na kanálech je trojice měřících pinů 7, 13, 14. Měřící piny vedou přímo na 12-bitový A/D převodník MCP3208-SO16 se vzorkovací frekvencí 2000 Hz. Na pinech 2, 8, 12 je přivedeno galvanicky oddělené napájení 5 V a na pinech 1, 4, 5, 9, 10, 11, 15 je realizována galvanicky oddělená zem.

Do počítače se DAU jednotka připojuje pomocí USB 2.0 typu B. DAU jednotka komunikuje správně pouze na počítači s operačním systémem Windows 7. Dále v počítači musí být nainstalovaný ovladač pro správné načtení DAU jednotky. Ve správci zařízení je nutné, aby se DAU jednotka objevovala bez jakékoliv chyby. Při programování se DAU jednotka nehlásí jako sériová linka, ale komunikuje se vzdálenou knihovnou dau.dll. Samotné získávání dat spočívá v dotazování této knihovny pomocí tří příkazů. První příkaz je pro zapnutí DAU jednotky, druhý pro čekání na start bit a poslední pro čtení naměřených dat z A/D převodníku.

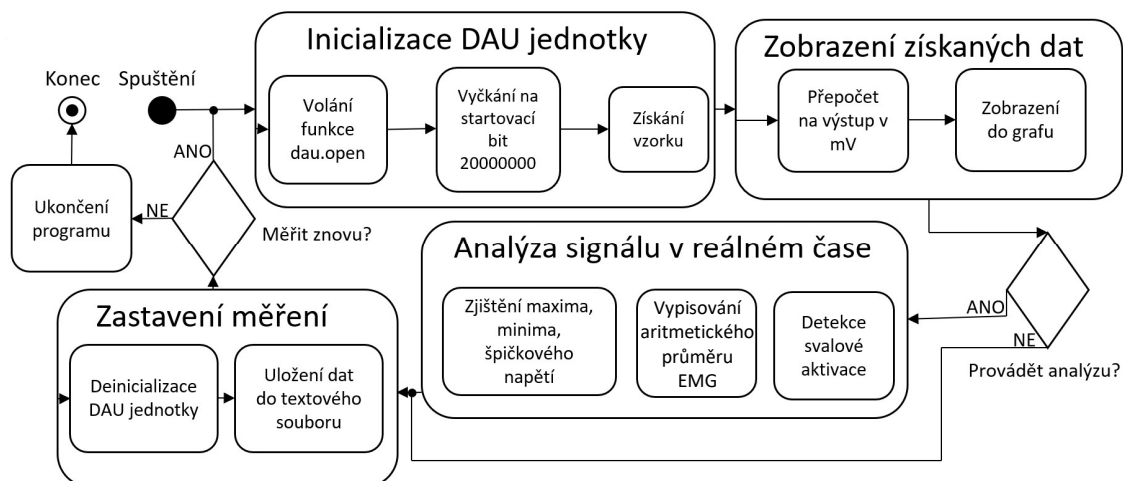
Pro jednoduché připojení a inicializaci DAU jednotky v programovém prostředí LabView, je v rámci této bakalářské práce vytvořen univerzální program pro měření s DAU jednotkou. Jelikož univerzální program není hlavním předmětem této bakalářské práce, je podrobný popis připojení a získávání dat z DAU jednotky popsán v příloze.



Obrázek 38: A/D převodník bmeng DAU jednotka

7.2 Vytvoření programu

Při vytváření programu je postupováno dle následujícího funkčního schématu na obrázku 39. Spuštění měření vyvolá inicializaci DAU jednotky a je započato získávání dat, která jsou přepočítána na úroveň mV a následně jsou zobrazována v grafu. Při zapnutí vykonávání analýzy jsou v grafu zobrazovány kromě EMG signálu i indikace svalové aktivace a aritmetický průměr EMG. Také jsou pod grafem vypisovány základní parametry naměřeného signálu jako maximum, minimum, špičkové napětí. Po detekci svalové stimulace se vypíše i délka poslední svalové aktivace. Zastavením měření jsou data uložena do vybraného textového souboru a dojde k odpojení DAU jednotky. Dále může být spuštěno další měření nebo ukončen program.



Obrázek 39: Funkční schéma programu pro měření a záznam EMG

7.2.1 Propojení DAU jednotky

Pro propojení DAU jednotky je nutné využití tří příkazů a to:

- dau.dll:dauIfaceOpen
- dau.dll:dauIfaceFlushFifosEz
- dau.dll:dauIfaceGetSampleEz

Příkaz dau.dll:dauIfaceOpen se volá vždy na počátku měření při zmáčknutí tlačítka „START“ pouze jednou. Poté je vyčkáno vždy na start bit 20000000 pomocí příkazu dau.dll:dauIfaceFlushFifosEz. Po detekci start bitu jsou vypisována jednotlivá data snímaná z pinů pomocí příkazu dau.dll:dauIfaceGetSampleEz. Vstupní parametry tohoto příkazu nastavují, jaký pin je požadováno snímat, jak je ukázáno v tabulce 5. Pro změnu snímaného kanálu je vytvořen přepínač, který změní vstupní parametry tohoto příkazu. Poslední dva příkazy se vykonávají neustále dokola, než je zmáčknuto tlačítko „STOP“ nebo „UKONČIT PROGRAM“.

Tabulka 4: *Tabulka vstupních parametrů pro měření s DAU jednotkou*

Vstupní parametr 1	Vstupní parametr 2	Kanál	Pin
1	0	1	7
1	1	1	14
0	0	2	7
0	1	2	14

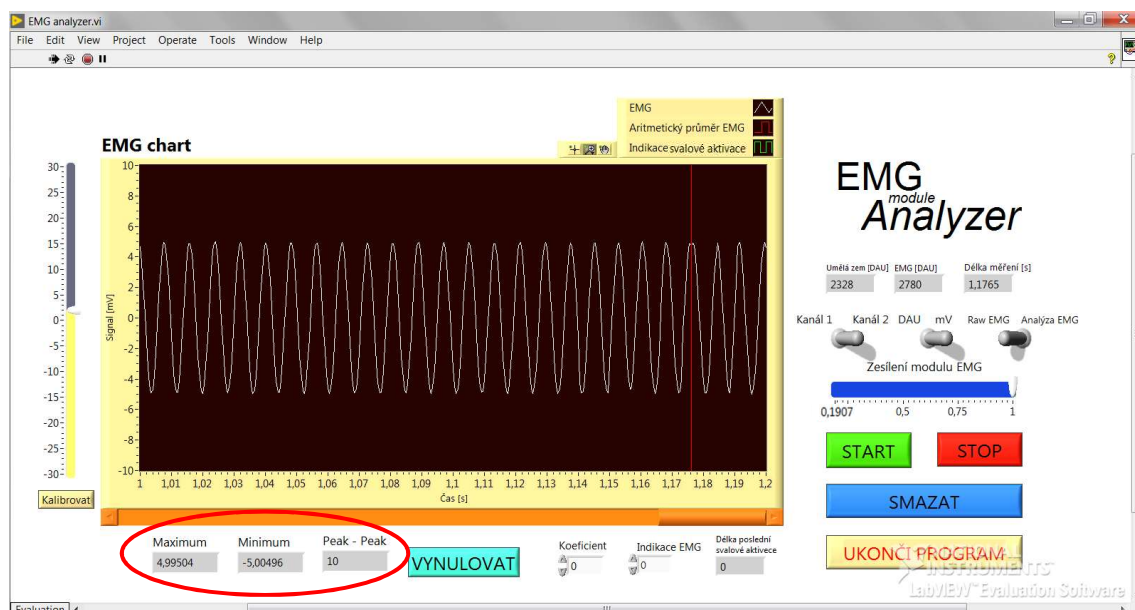
Dalším využívaným příkazem, je dau.dll:dauIfaceSetLed, který zapíná nebo vypíná LED DAU jednotky. Při zadání vstupního parametru 1 je LED DAU jednotky zapnuta. Při zadání vstupního parametru 0 je LED vypnuta. Tento příkaz je použit pro jasné znázornění toho, zda DAU jednotka v pořádku komunikuje s vytvořeným programem.

Jednotlivé části komunikace s DAU jednotkou jsou v kódové části znázorněny v oranžových rámečcích na obrázku číslo 41.

7.2.2 Zobrazení EMG signálu a matematické zpracování dat

Zobrazení je realizováno na základě získávání dat z jednotlivých pinů. Data EMG signálu a umělé země jsou od sebe odečtena a následně zobrazována do grafu. A/D převodník převádí úroveň napětí na číslo, které je mu vlastní (čísla DAU). Přidělené číslo je bezrozměrné, proto je nutné převést odečtená data na úroveň vypovídající jasnou hodnotou, a to v mV. Získaná data jsou převedena na vstupní signál v mV. Tento přepočet byl zjištěn experimentálně díky generátoru sinusového signálu o velikosti 5 mV s frekvencí 123 Hz. Při této zvolené frekvenci EMG modul neutlumuje vstupní signál, jak lze vidět na obrázku číslo 26. Pro převod je signál násoben konstantou $\frac{5}{466,5}$. Na obrázku 40 lze vidět výsledek kalibrace signálu na vstupní úroveň v mV.

Realizace měřicího řetězce pro záznam a analýzu EMG



Obrázek 40: Kalibrace pro zobrazení vstupního signálu

Mezi zobrazením vstupního signálu v mV a v číslech DAU se dá přepínat pomocí přepínače, který vstupuje do smyčky if() {}. Pokud je podmínka splněna, smyčka vykoná přepočítání a pokud ne, zobrazuje data v číslech DAU.

Dále je nutné signál vycentrovat do bodu nula. Vedle grafu jsou vytvořeny nástroje pro tento účel. Pomocí tlačítka „Kalibrovat“ se posune celý signál do nuly. V případě nutné ruční kalibrace je vedle grafu přidán posuvník. Hodnota nastavená na posuvníku se přičítá k číslům DAU. Pro dobré vycentrování je vhodné nastavit vypisování dat v číslech DAU.

Také byl zjištěn problém se změnou zesílení na EMG modulu. Při zesílení se slabé signály EMG tvářily jako silné. Z tohoto důvodu musel být přidán přepočítání rozsahu dle následujícího vzorce.

$$G_{max} \cdot U_{in} \cdot x = G_{min} \cdot U_{in} \quad (4)$$

G_{max}maximální zesílení EMG modulu [-]

G_{min}minimální zesílení EMG modulu [-]

U_{in}vstupní signál [V]

xkonstanta [-]

Ze vzorce vyplývá, že k zjištění konstanty nezávisí na vstupním signálu. Při maximálním zesílení na EMG modulu je nutné násobit získaný signál konstantou.

$$x_{vypočítané} = \frac{221,174772}{1277,405775} = 0,1731437$$

$x_{vypočítané}$konstanta vypočítaná [-]

Pro kontrolu této konstanty bylo realizováno měření. Byl přiveden vstupní signál s amplitudou 1 mV. V programu bylo nastaveno zobrazení v jednotkách DAU a byla zjištěna hodnota pro maximální a minimální zesílení.

$$EMG_{DAUmax} \cdot x = EMG_{DAUmin} \quad (5)$$

EMG_{DAUmax}....naměřený signál s maximálním zesílení EMG modulu [DAU čísla]

EMG_{DAUmin}....naměřený signál s minimálním zesílení EMG modulu [DAU čísla]

$$x_{změřené} = \frac{209}{1096} = 0,1906934$$

x_{změřené}.....konstanta změřená[-]

V programu je použita konstanta, která byla naměřena, protože převede věrněji signál na vstupní úroveň při maximálním zesílení.

7.2.3 Analýza EMG signálu

Analýza EMG signálu je realizována ve smyslu vypsání maxima, minima, špičkového napětí, detekce svalové aktivity, délky svalové aktivity a aritmetického průměru po úsecích pozitivní části EMG signálu. Je vytvořen přepínač pro vykreslení pouze EMG signálu nebo EMG signálu spolu s analýzou. V obou případech je vypisováno minimum, maximum, tak i špičkové napětí. Tyto údaje se dají během měření kdykoli vynulovat pomocí tlačítka „VYNULOVAT“. Při zapnutí vykonávání analýzy EMG signálu se zobrazí v grafu další dva údaje. Červenou křivkou je vyjádřen aritmetický průměr nasbíraných dat po převedení EMG signálu do kladné části. Počet dat, ze kterých se počítá aritmetický průměr, se odvíjí od čísla zapsaného v poli „Koeficient“. Zelenou křivkou je dále znázorňována indikace svalové aktivity. Indikace svalové aktivace využívá aritmetického průměru z červené křivky. V případě překročení nastavené meze aritmetickým průměrem EMG je detekována svalová aktivace. Mez se nastavuje v poli „Indikace EMG“. V případě svalové indikace EMG začne program počítat délku svalové aktivace v poli s názvem „Poslední svalová indikace EMG“. Do tohoto pole je vždy vepsána délka poslední svalové stimulace.

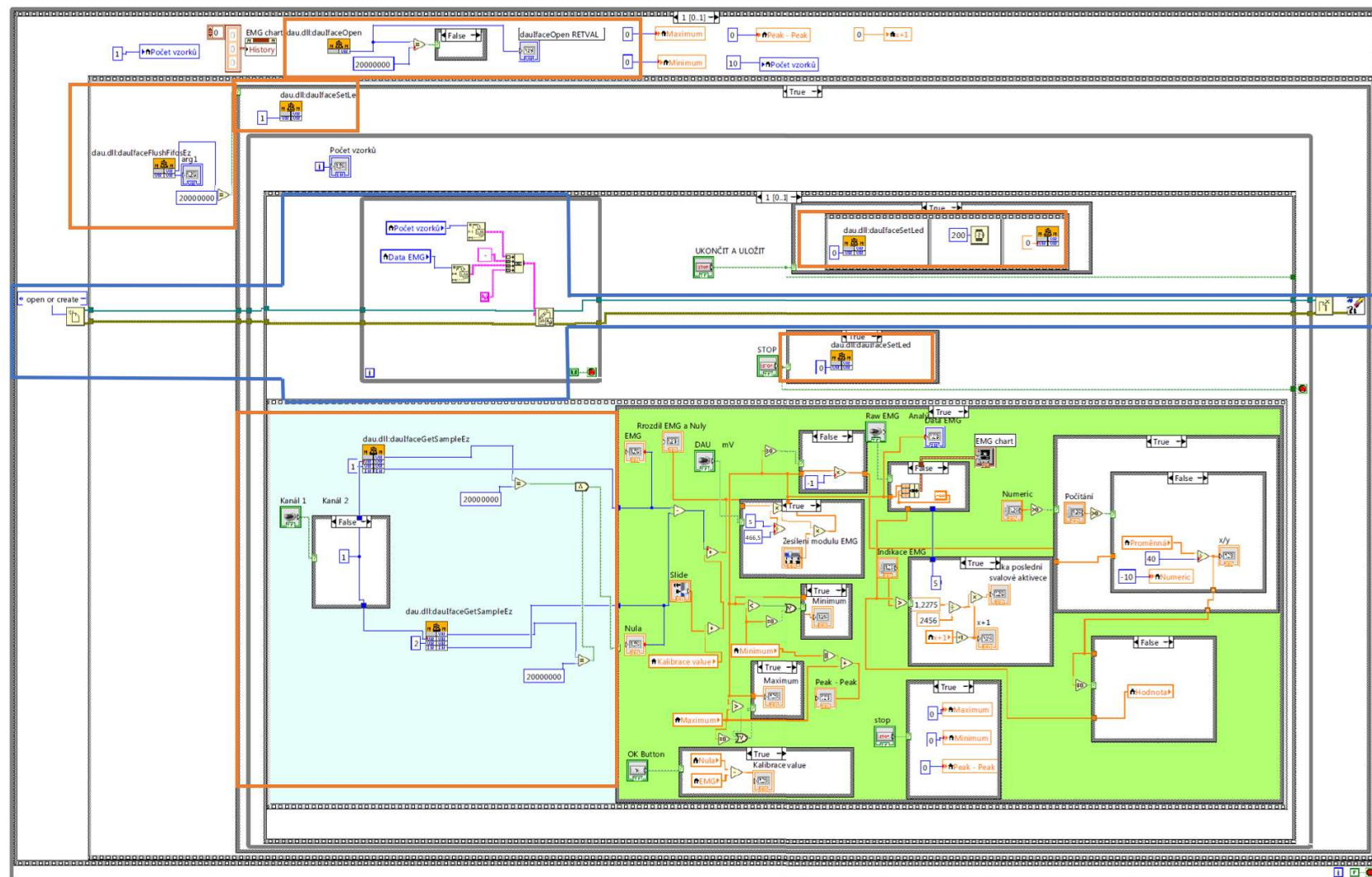
Matematické zpracování a analýza EMG signálu je v kódové části v zeleném poli na obrázku 41.

7.2.4 Uložení EMG signálu

Při spuštění měření je vyvolán dotaz na ukládání dat. Pokud není vyžadováno ukládání EMG signálu stačí zmáčknout „storno“. V případě, že ukládání dat je vyžadováno, stačí vybrat textový soubor nebo vytvořit nový, do kterého se data budou ukládat. Data se ukládají ve formátu: „číslo měřeného vzorku“; „hodnota EMG“; „aritmetický průměr EMG“; „indikace svalové aktivity“. Po tomto vytvořeném řádku je řádek zalomen. V Microsoft excel se tento textový soubor dá rozdělit do jednotlivých sloupců pomocí příkazu „text do sloupců“.

V programové části je ukládání EMG signálu vyznačeno modře na obrázku 41.

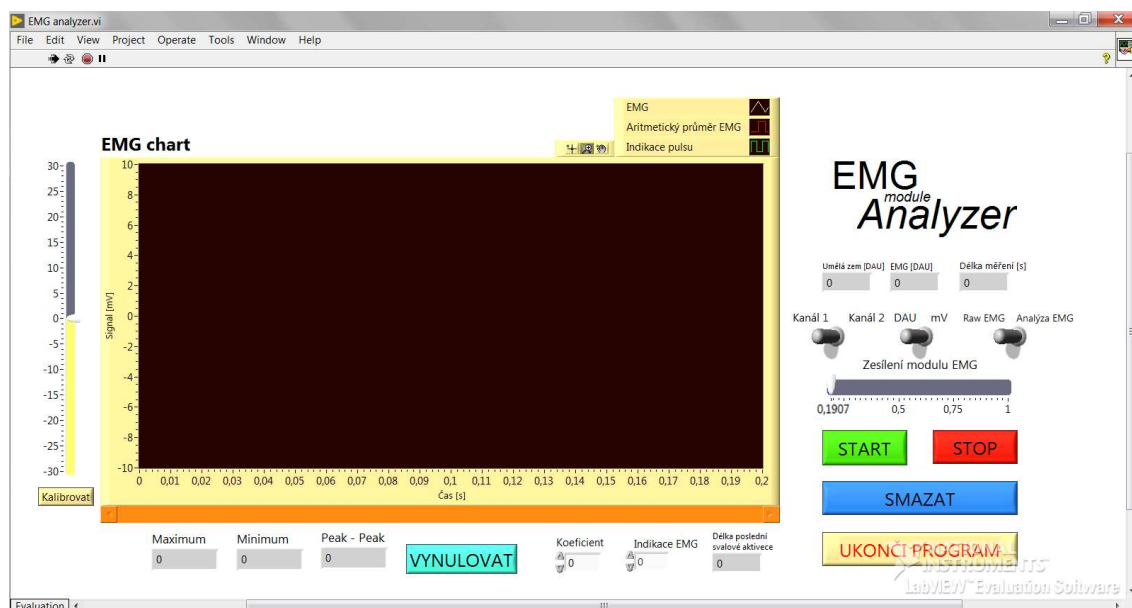
Realizace měřicího řetězce pro záznam a analýzu EMG



Obrázek 41: Kódová část programu pro měření a záznam EMG

Realizace měřicího řetězce pro záznam a analýzu EMG

Na obrázku 41 je zobrazena pouze část celého programu. Pro pochopení konstrukce a funkce programu tato část na obrázku stačí. Celý program je součástí elektronických příloh. Samotné uživatelské rozhraní je ukázáno na následujícím obrázku 42.



Obrázek 42: Uživatelské rozhraní programu pro měření a záznam EMG

Před samotným zapnutím je nutné program nastavit. Zvolit kanál, jednotky a konstantu, kterou se signál násobí. Při minimálním zesílení na EMG modulu se volí číslo 1, při maximálním zesílení se volí na posuvníku nejnížší možnost a to číslo 0,1907. Tato nastavení je možné měnit i v průběhu měření. Pro zapnutí měření stačí zmáčknout „START“, provede se inicializace DAU jednotky a program se dotáže, kam má ukládat data. Začne měření. Do grafu se postupně zobrazují data. Pokud se nezobrazují, je nutné posunout signál do nuly. K tomuto účelu slouží tlačítko „Kalibrovat“. Při zmáčknutí tlačítka by měla být měřená svalová partie v klidu. Pro ruční vycentrování signálu do nuly, lze použít posuvník nad tlačítkem „Kalibrovat“. Kalibrace se ručně provádí v číslech DAU. Při vykreslování EMG signálu se automaticky zjišťuje maximum a minimum. Z minima a maxima se dopočítává špičkové napětí. Tyto hodnoty se dají vynulovat pomocí tlačítka „VYNULOVAT“ v průběhu měření. Dále je umístěno pod grafem pole „Indikace EMG“, do kterého se wpisuje číslo. Při překročení aritmetickým průměrem tohoto čísla je detekováno EMG jako svalová aktivita. Indikace svalové aktivity bude činit hodnotu 5. Poté, co aritmetický průměr EMG klesne pod tuto mez, má indikace hodnotu 0. Počet čísel, ze kterých se vykonává aritmetický průměr je určen pomocí pole „Koeficient“. Pokud je detekována indikace svalové aktivity, začne se počítat délka svalové aktivity v sekundách do pole „Délka poslední svalové aktivity“. Při detekování nové svalové aktivity se toto pole přepíše. Pro zastavení měření, slouží tlačítko „STOP“ a pro následné smazání „SMAZAT“. V tomto bodě se může buď program vypnout pomocí tlačítka „UKONČIT PROGRAM“ nebo se může spustit měření znovu. Pod názvem aplikace jsou umístěna kontrolní okna. Tato okna slouží k ověření správnosti fungování programu. „Umělá zem [DAU]“, která je měřena na DAU jednotce na pinu 14 a „EMG [DAU]“

Realizace měřicího řetězce pro záznam a analýzu EMG

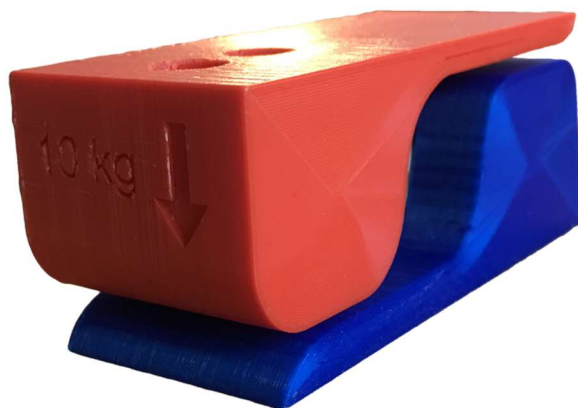
je přivedený zpracovaný EMG signál na pin 7. Čísla zobrazená během měření znázorňují číslo získané z DAU jednotky na konkrétním pinu. Pokud tato okna se nemění a nenačítají se vzorky, je nutné program restartovat. Při zapnutí programu je zapotřebí, aby DAU jednotka již byla připojena k počítači a byla správně nainstalována.

8 Provedení reálných měření s vytvořeným EMG modulem

Provedení reálných měření je uskutečněno za účelem ověření funkčnosti EMG modulu. Bylo vybráno měření stisku ruky. Měřená osoba má v ruce tenzometr, který po vyzvání zmáčkne na krátkou dobu maximální silou. Následně po dobu 10 s silou 50 N a 100 N, s pěti sekundovými pauzami.

Měřením je ověřena funkčnost EMG modulu a vytvořeného programu, ve smyslu zobrazení EMG signálu a provedení analýzy v reálném čase. Při stisku silou 100 N, by měl být pozorován silnější signál EMG. Měření je prováděno na pěti mužích a pěti ženách. Data jsou vyhodnocena Fourierovou transformací a analýzou naměřeného EMG signálu. Testované subjekty vyzkouší veškeré možnosti EMG modulu i rozšiřující desky.

Pro účel provedení reálných měření byl pozměněn vytvořený program pro zobrazování dat z tenzometru. Tenzometr se připojuje na kanál 1 a EMG modul na kanál 2 do DAU jednotky.

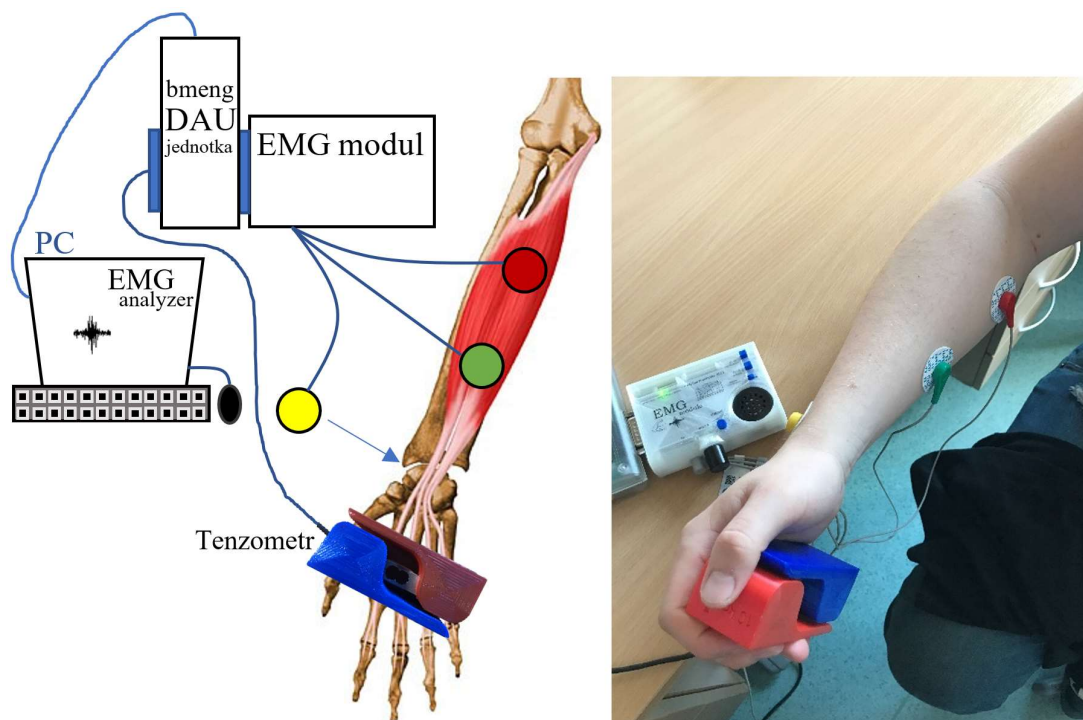


Obrázek 43: Tenzometr využitý k měření ověření funkčnosti EMG modulu

Tenzometr (obrázek 43) je složen ze senzoru TAL220 pro měření zátěže do 10 kg. Vnitřní zapojení tvoří Half bridge Wheatstoneova můstku. Odtud je signál přiveden do neinvertujícího zapojení operačního zesilovače se zesílením 137. Problematika tenzometru je popsána v bakalářské práci Jakuba Foltýna s názvem: Laboratorní úloha - ověření vlastností senzorů pro měření síly. [12]

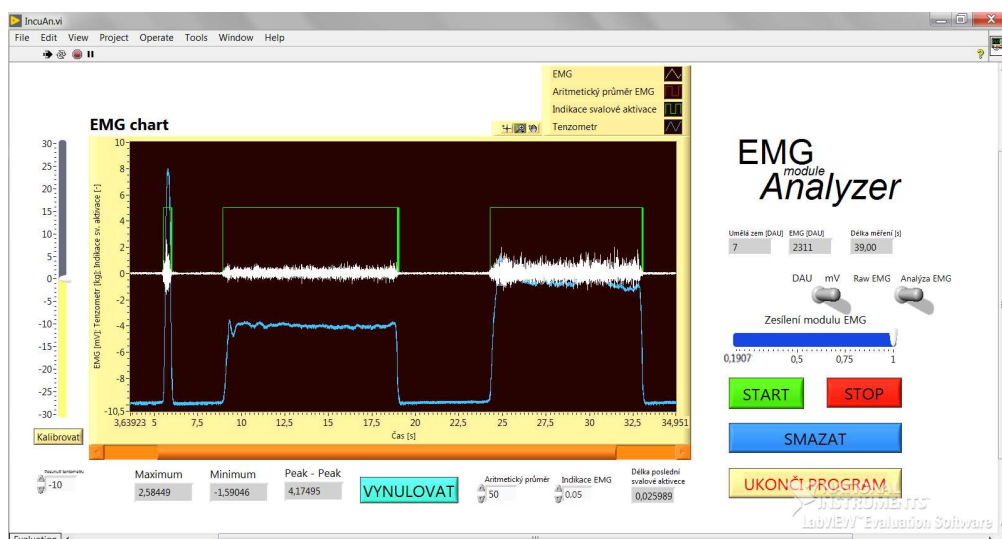
8.1 Postup měření

Před nalepením elektrod je nutné očistit místo nalepení. Aktivní elektrody jsou umístěny pro snímání flexorů prstů na sval musculus flexor digitorum superficialis. Jedna elektroda je uložena na bříško svalu a druhá na úpon tohoto svalu. Referenční elektroda je umístěna na zápěstí. Samotné upevnění elektrod a schéma měření je znázorněno na obrázku 44.



Obrázek 44: Umístění elektrod a schéma měření

Spustí se měření. Vyšetřovaný uchopí tenzometr a je vyzván, aby krátkodobě co největší silou zmáčknul tenzometr. Na obrazovce jde vidět, zda program správně detekoval svalovou aktivitu. Potom je vyzván k uvolnění po dobu 5 s a ke stisku po dobu 10 s se silou 50 N. Následně je vyzván k relaxaci na 5 s. Přichází na řadu poslední měření. Vyšetřovaná osoba je opětovně vyzvána ke stisku na 10 s, ale tentokrát se silou 100 N. Průběh měření a prostředí upraveného programu pro měření s EMG modulem je vidět na obrázku 45.

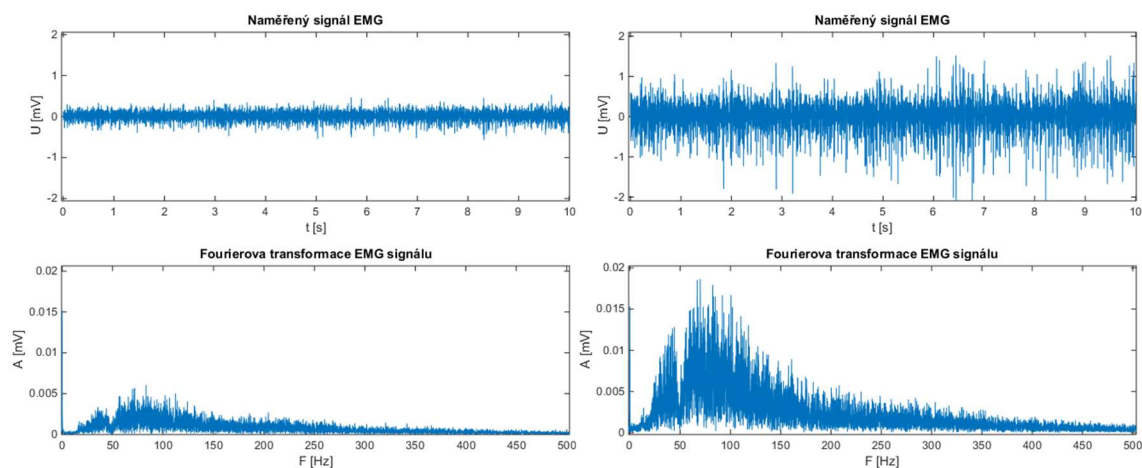


Obrázek 45: Uživatelské prostředí pro záznam měření

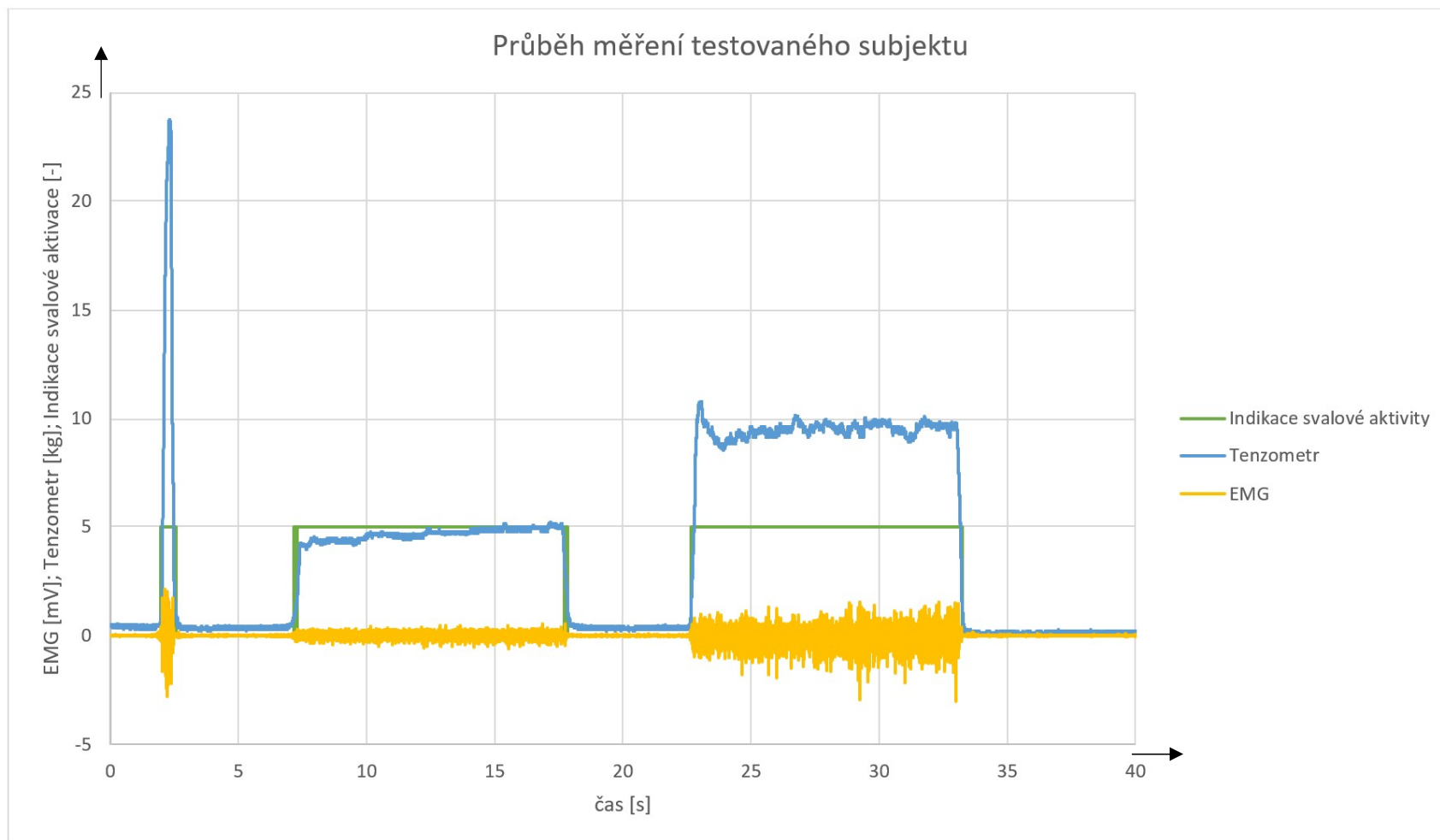
Pro lepší viditelnost všech signálů byl signál z tenzometru posunut o hodnotu -10 na ose Y. V grafu se zobrazuje signál tenzometru v jednotkách kg, EMG v jednotkách mV, aritmetický průměr pozitivního EMG také v jednotkách mV a indikace svalové aktivace v bezrozměrné veličině mezi 0 a 5. V hodnotě 5 u indikace svalové aktivace vyhodnotil program svalovou aktivitu na elektrodách nad nastavenou úroveň. V případě, že indikace svalové aktivace je v hodnotě 0, program nezaznamenal na elektrodách EMG signál převyšující mez napsanou pod grafem v poli „Indikace EMG“ svým aritmetickým průměrem.

8.2 Naměřená data

Pro vyhodnocování bylo využito programu Matlab 2014. Byla provedena Fourierova transformace naměřených EMG signálů. Získaná Fourierova transformace do jisté míry připomíná frekvenční charakteristiku EMG modulu na obrázku 26. Naměřená data jsou obsažena v elektronických přílohách. Veškerá vyhodnocená data jsou vložena do tištěných příloh. Ze získaných dat i z demonstračních obrázků 45, 46 a 47 je patrné, že pro vyvolání dvojnásobné síly na tenzometr, je zapotřebí silnější signál EMG. Z Fourierovy transformace je čitelné, že při vynaložení vyšší síly jsou zapojeny také i vyšší frekvence EMG signálu, přičemž majoritní frekvence zůstává podobná.



Obrázek 46: Srovnání Fourierovy transformace při různé zátěži
(vpravo zátěž 50 N; vlevo zátěž 100 N)



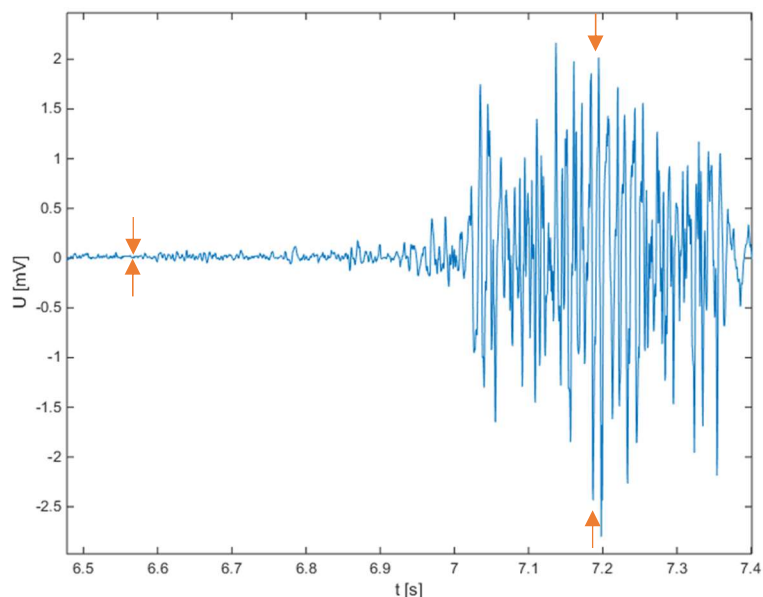
Obrázek 47: Příklad naměřených dat z EMG modulu a tenzometru

Dále byl analyzován signál při relaxaci. V ideálním stavu relaxace, by měl být signál nulový. Je měřen však určitý šum, který je nežádoucí. Nejedná se pouze o šum jako takový, ale zejména o nechtěné naměření biopotenciálů v těle. Amplituda tohoto signálu u testovaných subjektů se pohybovala kolem 0,035 mV. Tyto hodnoty uvádí tabulka číslo 5.

Tabulka 5: *Tabulka naměřeného šumu při svalové relaxaci*

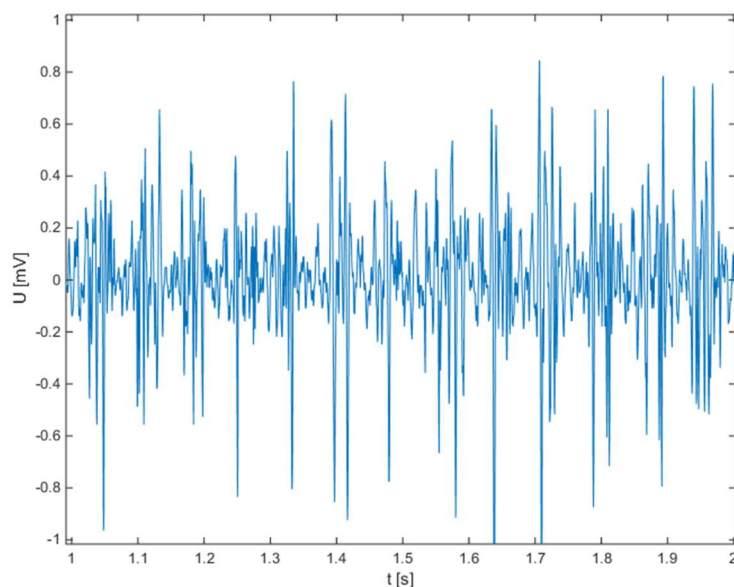
Číslo testovaného subjektu:	Měřená amplituda vstupního napětí při svalové relaxaci [mV]	SNR (při signálu EMG až 11 mV)
1	0,0398	276
2	0,0199	553
3	0,0349	315
4	0,0398	276
5	0,0199	553
6	0,0348	316
7	0,0447	246
8	0,0447	246
9	0,0497	221
10	0,0298	369

Pro tabulku číslo 5 bylo vždy použito alespoň 2000 dat, odpovídajících 1 s z měření. V měření je dopočtena hodnota poměru užitečného signálu ku pozadí signálu. Při měření docházelo k nechtěným svalovým aktivacím. Z tohoto důvodu byla vybrána pasáž dat s nejnižším klidovým potenciálem. U všech případů bylo naměřené napětí relaxovaného svalu pod nejnižší úroveň možného EMG signálu 0,05 mV. Vzhledem k tomu, že při měření byl nastaven EMG modul s minimálním zesílením připraven měřit EMG signál až do 11 mV, je tento nechtěný signál zanedbatelný. Ukázkou poměru užitečného signálu ku pozadí signálu demonstruje obrázek 48 s naměřenými daty před maximální aktivací flexorů prstů.



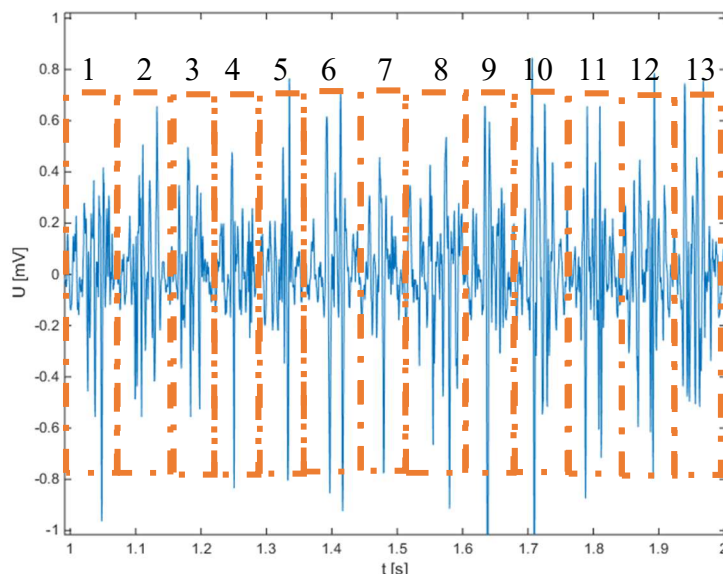
Obrázek 48: Ukázka naměřeného užitečného EMG vůči šumu

Na obrázku lze vidět stav na začátku měření. Testovaný subjekt má pokyn zmáčknout tenzometr co největší silou na krátkou dobu. Před zmáčknutím tenzometru je snímán sval v klidu. Obrázek demonstruje stav před začátkem svalové aktivace a následnou co nejvyšší svalovou aktivaci. Užitečný signál značně převyšuje šum, který je naměřen před maximální svalovou aktivací.



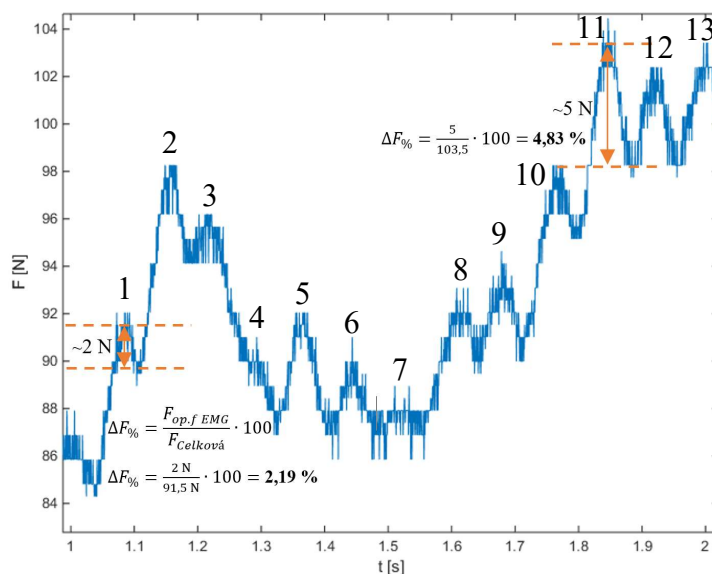
Obrázek 49: Demonstrace naměřeného EMG signálu předloktí při zátěži 100 N

Na obrázku 49 je záznam měření při zátěži 100 N. Lze pozorovat kromě velikosti amplitudy a frekvence EMG signálu i opakovací frekvenci, která se pohybuje od 6 Hz do 30 Hz. [11] Na následujícím obrázku 50 jsou vyznačeny jednotlivé opakovací frekvence.



Obrázek 50: EMG signál předloktí při zátěži 100 N s vyznačenou opakovací frekvencí EMG

V této sekundě naměřeného signálu EMG, jde vidět opakovací frekvenci EMG přibližně 13 Hz. Opakovací frekvenci lze lépe zaznamenat při větší zátěži, kde se opakovací frekvence odrážela i na datech získaných z tenzometru.



Obrázek 51: Naměřená data z tenzometru při zátěži 100 N

Na obrázku 51 u stejného testovaného subjektu v téže sekundě je vidět odraz opakovací frekvence EMG do naměřených dat z tenzometru. Taktéž se dá dopočítat k přibližné opakovací frekvenci 13 Hz. Z obrázku je vyplývá, že střídavá složka opakovací frekvence má vliv na vyvíjenou sílu a činí přibližně až 5 % z celkové vyvíjené síly u tohoto testovaného subjektu se zátěží 100 N. Výpočet je dán podílem síly, která je zapříčiněna opakovací frekvencí EMG ve vzorečku značená $F_{op.f.EMG}$ a silou celkovou označenou $F_{Celková}$.

9 Zhodnocení dosažených výsledků

V bakalářské práci byl navržen a zkonstruován funkční EMG modul s akustickým výstupem. Byl proveden optimální výběr filtrů pro zobrazení frekvencí, které jsou EMG signálu vlastní. Frekvenční charakteristika vytvořeného modulu je zobrazena na obrázku číslo 26. Zesílení EMG modulu bylo realizováno tak, aby při snímání slabých i silných signálů bylo využito co největšího rozsahu A/D převodníku bmeng DAU jednotky. Deska byla vyleptána fotocestou na oboustrannou desku fotocuprextitu, osazena a zakrytována (obrázek 30). Pro zakrytování je využito technologie 3D tisku. Byl navržen kryt (obrázek 31) pro snadnou ovladatelnost a bezpečné použití EMG modulu. Vytvořený EMG modul (obrázek 32) dokáže zobrazit silný vstupní EMG signál až do amplitudy 11 mV. Pro přesné zobrazení slabých EMG signálů je možné nastavit EMG modul s maximálním zesílením.

Dále bylo vytvořeno různé zobrazení zpracovaného EMG signálu. Výstupní signál EMG vstupuje do zapojení pro LED vizualizaci, zpracování akustického signálu nebo na výstupní piny spolu s výstupem pro DAU jednotkou. Přepínání mezi těmito možnostmi je pomocí dvou tlačítek (tabulka 3). Výstupní piny slouží k libovolnému zpracování analogového EMG signálu mimo desku. Byla vytvořena rozšiřující deska, která obohacuje zapojení o digitální zpracování realizované Arduinem Pro Mini. Tato deska (obrázek 36) využívá dvě ze tří vytvořených metod. Program umožňuje zobrazovat úroveň EMG signálu pomocí kaskády LED, indikovat velikost EMG digitálním zvukem nebo ukládat data na SD kartu.

Pro zobrazení a záznam EMG signálu byl vytvořen program (obrázek 42) v prostředí LabView. Byla vyřešena problematika použití DAU jednotky. Program zobrazuje vstupní EMG signál v mV, ukládá a provádí analýzu v reálném čase. Analýza se provádí ve smyslu zjištění maxima, minima, špičkového napětí, aritmetického průměru EMG, indikace svalové aktivity, délku svalové stimulace. Z důvodu absence návodu připojení a použití DAU jednotky byl vytvořen univerzální program pro měření dat. Univerzální program (obrázek B.3) je součástí tištěných příloh.

Vytvořený modul byl otestován snímáním flexoru prstů při stisku ruky. Pro zjištění síly stisku byl využit tenzometr z bakalářské práce spolužáka Jakuba Foltýna, který řešil problematiku senzorů síly. Pro zobrazení dat z tenzometru bylo nutné modifikovat vytvořený program (obrázek 45). Testované subjekty vyzkoušely všechny možnosti EMG modulu a rozšiřující desky. Analogový EMG signál zpracovaný akusticky připomínal suché praskání. Digitální indikace umožňovala subjektům kontrolovat, kdy se zvuk z rozšiřující desky přehraje. To umožňovalo hrát pomocí zvuku melodií o jednom tónu. Testem byla ověřena funkčnost a přesnost EMG modulu i tenzometru. Byla zjištěna hodnota SNR až 553 (tabulka 5) a procentuální vliv opakovací frekvence vůči celkové vyvíjené síle, která činila až 5 % při vyvíjené síle 100 N (obrázek 51).

Závěr

V práci byly rozebrány teoretické možnosti snímání elektromyografie spolu s možnostmi realizace obvodového zapojení. Byl úspěšně navržen a zhotoven EMG modul s akustickým výstupem. Pro zakrytování byla využita technologie 3D tisku.

Snímaný EMG signál je možné zpracovat buďto pomocí LED, akustického signálu nebo je přiveden na výstupní piny spolu s výstupem pro DAU jednotku. Výstupní piny slouží k možnému zpracování analogového EMG signálu mimo EMG modul. K tomuto účelu byla vytvořena rozšiřující deska. Signál EMG je přiveden do Arduino Pro mini, kde je signál zpracován digitálně. Pro Arduino byl vytvořen program, který zpracovává EMG signál dvěma různými metodami. První metoda zobrazuje procentuální úroveň EMG signálu vůči naměřenému maximálnímu signálu. Druhá metoda indikuje svalovou aktivitu pomocí digitálního zvuku.

Pro zobrazení a záznam EMG signálu byl vytvořen program v programovém prostředí LabView 2018. K získávání dat je využito A/D převodníku s galvanickým oddělením bme68 DAW jednotky. V práci je rozebráno připojení a komunikace s DAW jednotkou. Vytvořený program zobrazuje a analyzuje EMG signál ve smyslu zjištění maxima, minima, špičkového napětí, indikace svalové aktivace, délky svalové aktivace a vypisování aritmetického průměru EMG. Absence návodu pro používání DAW jednotky vedla k vytvoření univerzálního programu pro práci s DAW jednotkou a návodu připojení DAW jednotky.

Při ověření funkčnosti EMG modulu byl program rozšířen o čtení dat z tenzometru a zaznamenání úrovně EMG vůči vyvíjené síle na tenzometru. K testu byl využit tenzometr z bakalářské práce spolužáka Jakuba Foltýna, který se zabýval problematikou senzorů pro měření síly. Při měření na vyšetřovaných subjektech byly vyzkoušeny všechny možnosti EMG modulu i rozšiřující desky. Akustický EMG signál připomínal u všech testovaných subjektů suché praskání. Ze získaných dat bylo zjištěno, že vyšší zátěži odpovídá silnější EMG záznam. Při svalové relaxaci bylo zjištěno pozadí měřeného EMG signálu, které je dáno biologickými nebo technickými artefakty. Bylo prokázáno, že při úplné relaxaci tento signál nepřevyšuje svou amplitudou možný nejslabší EMG signál. Bez většího zkreslení věrně zobrazuje jak slabé, tak i silné EMG signály až do amplitudy 11 mV. Modul dosáhl hodnoty SNR až 553. Při přiblížení grafu byla čitelná opakovací frekvence EMG. Tato opakovací frekvence EMG signálu se zobrazovala i na křivce tenzometru, který opakovací frekvence potvrdil.

Použitá literatura

- [1] SVATOŠ, Josef. [i]Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza.[/i] 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, c1992, 204 s. ISBN 80-01-00884-3.
- [2] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. Lékařské diagnostické přístroje: učební texty. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] HANUSEK, Tomáš. [i]Univerzální modul pro měření EMG.[/i] Ostrava, 2012. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Michal Prauzek, Ph.D.
- [4] Elektromyografie. *Vitalion* [online]. Praha, 2018 [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: <https://vysetreni.vitalion.cz/elektromyografie/>
- [5] Informace o EMG vyšetření. *Snopava* [online]. Opava [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: https://www.snopava.cz/files/neurologie/Informace_o_EMG_vysetreni.pdf
- [6] KLINKOVSKÝ, Tomáš. *Návrh a konstrukce zdravotnické přístrojové techniky*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3109-1.
- [7] CANNAN, James. Muscle (EMG) Senzor. HACKADAY.IO [online]. 16.12.2015 [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <https://hackaday.io/project/8823-super-simple-muscle-emg-sensor>
- [8] CANNAN, James. 6DOF robot arm controlled by speech recognition or EMG. HACKADAY.IO [online]. 21.03.2011 [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <https://www.robotshop.com/community/forum/t/6dof-robot-arm-controlled-by-speech-recognition-or-emg/2363>
- [9] TIGHE, Meghan. EMG Success!. Prothetic OSS[online]. 19.03.2015 [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <https://protheticoss.wordpress.com/tag/emg/>
- [10] Single Resistor Gain Programmable, Precision Instrumentation Amplifier: LT1167. LINEAR technology [online]. [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/1167fc.pdf>
- [11] BOLEK, B. Elektrické biosignály lidského těla měřené ISES. *Vnuf* [online]. Olomouc, 2011, 2011 [cit. 2019-04-16]. Dostupné z: <http://vnuf.cz/sbornik/prispevky/16-01-Balek.html>
- [12] FOLTÝN, Jakub. *Laboratorní úloha - ověření vlastností senzorů pro měření síly*. Ostrava, 2019. Bakalářská práce. Vysoká škola Báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.

Seznam příloh

Příloha A:	Seznam použitých součástek.....	I
Příloha B:	Univerzální program pro měření s DAU jednotkou.....	III
Příloha C:	Vyhodnocená data naměřených subjektů.....	VII

Součástí bakalářské práce je CD.

Seznam elektronických příloh:

1. Program pro měření EMG
2. Univerzální program pro měření s DAU jednotkou
3. Ovladač pro instalaci DAU jednotky
4. Program pro Arduino rozšíření
5. Naměřená data 10 testovaných subjektů
6. Schématické zapojení EMG modulu
7. Obvodové zapojení EMG modulu
8. Vytvořená knihovna součástek
9. Schématické zapojení rozšiřující desky
10. Obvodové zapojení rozšiřující desky
11. Návrh krytu EMG
12. Návrh nálepky
13. Matlab vyhodnocení naměřeného EMG
14. Video funkčnosti EMG modulu

Příloha A: Seznam použitých součástek

Tabulka A.1: Seznam součástek k EMG modulu

Název součástky	Velikost	Počet	Poznámka
INA118P	-	1	Operační zesilovač
NE5532P	-	3	Univerzální operační zesilovač
LM836PN	-	1	Audio zesilovač
Rezistor	22 Ω	1	0,25 W
	100 Ω	2	0,25 W
	150 Ω	1	0,25 W
	2 k Ω	1	0,25 W
	4,7 k Ω	7	0,25 W
	5,6 k Ω	1	0,25 W
	6,2 k Ω	1	0,25 W
	6,8 k Ω	2	0,25 W
	68 k Ω	2	0,25 W
	100 k Ω	2	0,25 W
Potenciometr	20 k Ω	1	
	500 k Ω	1	
Keramický kondenzátor	470 pF	1	50 V
	47 nF	2	50 V
	100 nF	3	50 V
	10 μ F	1	50 V
Foliový kondenzátor	680 nF	4	50 V
	2,2 μ F	1	50 V
Elektrolitický kondenzátor	220 μ F	1	16 V
LED	Zelená	2	20 mA, 3 mm
	Bílá	1	20 mA, 3 mm
2N6718	-	1	Tranzistor NPN
PB-22E08	-	2	Tlačítkový spínač s aretací
B1544	-	1	Posuvný přepínač ON - ON
KSSG-3108	-	1	Reproduktor
Patice DIL8	-	5	
3,5 mm jack	-	1	Samice
CAN 15	-	1	Konektor pro propojení s DAU jednotkou
DPS fotocuprexit	-	1	Oboustranná deska 100 x 75 mm
Svody pro EKG/EMG	-	1	S výstupem 3,5 jack

Tabulka A.2: Seznam součástek k Arudino rozšíření EMG desky

Název součástky	Parametr	Počet	Poznámka
Arduino Pro Mini	-	1	ATmega328, 5 V, 16 MHz
Čtečka SD karet	-	1	
LM386PN	-	1	Audio zesilovač
Rezistor	10 Ω	1	0,25 W
	270 Ω	1	0,25 W
	2 k Ω	1	0,25 W
Trimr	2 k Ω	1	
Potenciometr	20 k Ω	1	
Keramický Kondenzátor	10 nF	1	50 V
	47 nF	1	50 V
Elektrolitický kondenzátor	100 μ F	1	16 V
	220 μ F	1	16 V
B1544	-	1	Posuvný přepínač ON - ON
LED	Červená	2	20 mA, 3 mm
	Žlutá	2	20 mA, 3 mm
	Zelená	2	20 mA, 3 mm
	Modrá	1	20 mA, 3 mm
DPS fotocuprexit	-	1	Jednostranná 100 x 50 mm
Patice DIL8	-	1	

Příloha B: Univerzální program pro měření s DAU jednotkou

V rámci bakalářské práce byl vytvořen program pro připojení DAU jednotky s PC. Tento program má snížit náročnost pro studenty, kteří budou s DAU jednotkou pracovat. Jelikož toto není hlavním cílem této bakalářské práce, je návod pro práci s DAU jednotkou přiřazen do příloh.

Program zobrazuje v grafech vybrané piny, které se nadefinují nad těmito grafy. S naměřeným signálem se dá pracovat ve smyslu posouvání signálu po ose Y, násobení signálu konstantou pro kalibraci na požadovanou úroveň a také jsou všechny čtyři grafy ukládány do textového souboru pro případné operace v jiných programech.

Před samotným spuštěním programu je nutné si ověřit, zda je na PC operační systém Windows 7, jestli je správně nainstalovaný ovladač pro DAU jednotku (Ovladač pro DAU jednotku je součástí elektronických příloh této bakalářské práce) a ve správci zařízení se hlásí DAU jednotka bez jakékoli chyby. Také je nutné mít v PC uložený soubor dau.dll. Pomocí tohoto souboru program komunikuje s DAU jednotkou (soubor dau.dll je součástí elektronické přílohy).

Při spuštění je nutné, aby DAU jednotka byla již připojena k PC. Pokud se program spustí před připojením DAU jednotky do PC je nutné program restartovat. Dále se může stát, že program automaticky nenalezne DLL knihovnu. V tomto případě je nutné zadat adresu, kde na PC soubor dau.dll je uložený. Program se spustí bílou šipkou s černým orámováním v levém rohu v prostředí LabView. Před samotným měřením je nutné, aby byly zvoleny piny pro načítání hodnot. Do každého grafu se musí vypisovat jiný měřicí pin. Volba pinu, který se bude zobrazovat v grafu se volí pomocí polí, do kterých se vepisují čísla. Kombinace čísel pro zvolení požadovaného pinu shrnuje následující tabulka.

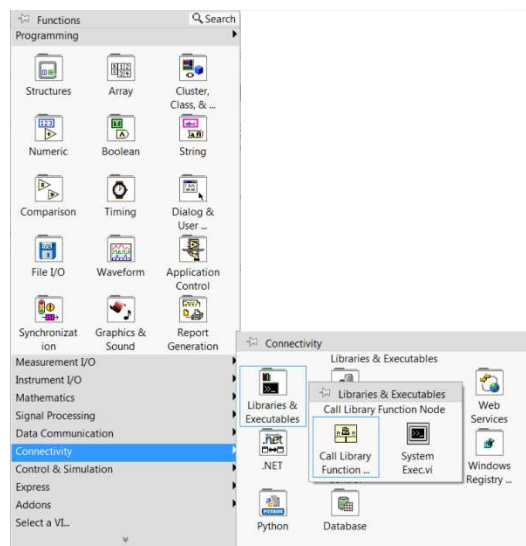
Tabulka B.1: *Nastavení vstupních parametrů pro komunikaci s DAU jednotkou*

Vstupní parametr Kanál	Vstupní parametr Pin	Zvolený kanál	Zvolený pin
1	0	1	7
1	1	1	14
1	2	1	13
0	0	2	7
0	1	2	14
0	2	2	13

Po zvolení čtyř preferovaných měřících pinů je nutné nastavit násobky signálů na číslo 1. Při spuštění programu je hodnota v tomto poli rovna 0. Pokud by se vypisoval signál a poté se násobil nulou, nic by se nezobrazilo. Při zmáčknutí tlačítka „START“ se program dotáže, kam ukládat měření. Pokud není preferováno ukládání dat, stačí zmáčknout „storno“. Měření bylo započato. Pokud se signál nezobrazuje v grafu, je možné, že je mimo rozsah grafu. Při dvojitém kliknutí na mezní hodnoty měřítka se dá změnit rozsah grafu na požadovanou úroveň nebo se dá využít nástrojů nad grafem. Po nalezení signálu se dá pracovat se signálem ve smyslu posunu na ose Y pomocí pole „odečetX“ a násobkem v poli „násobekX“. U každého pole jsou vypisovány základní parametry jako maximum, minimum a špičková úroveň signálu. Všechny signály jsou

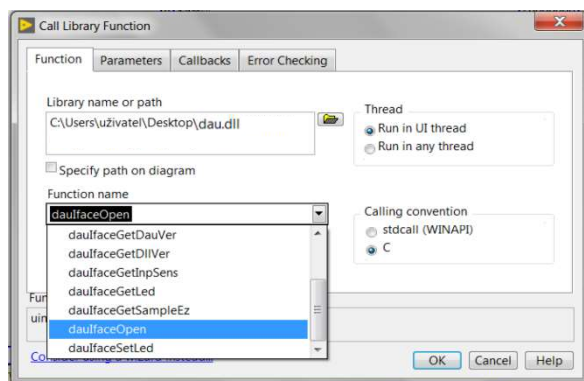
vypisovány v jednotkách DAU, v číslech, které jsou A/D převodníku vlastní k měřenému napětí. Pomocí násobku se dají tyto hodnoty převést na požadovanou úroveň. Dále pomocí tlačítka přepínače „Rozdíl grafů 1-2 za 3-4“ se provádí rozdíl dvou signálů. Samotný rozdíl je vypisován do grafů 1 a 3. V případě vytvořené umělé země a užitečného signálu je dobré využít právě rozdílů na těchto dvou pinech.

Samotná komunikace s DAU jednotkou probíhá se souborem DLL knihovny dau.dll. V prostředí LabView je propojení s DLL knihovnou pomocí příkazu Call library Function Node. Cesta příkazu je ukázána na následujícím obrázku.



Obrázek B.1: Cesta příkazu pro používání DLL knihoven

V příkazu je nutné vložit DLL knihovnu, se kterou je považováno komunikovat. V tomto případě cestu dau.dll.

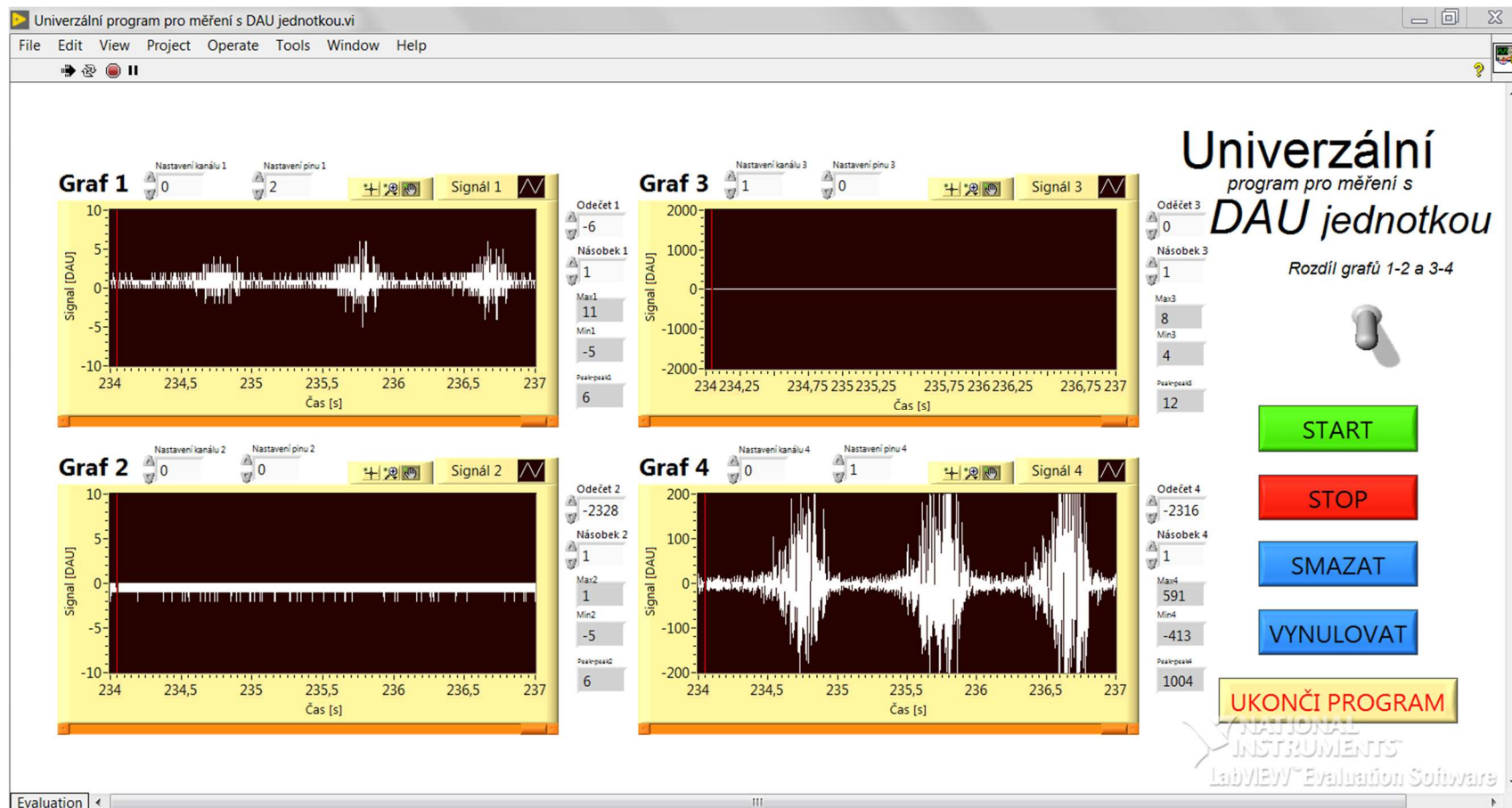


Obrázek B.2: Nastavení parametrů komunikace s DLL knihovnou

Při vložení DLL knihovny se zobrazí funkce, které je možné použít. Pro vytváření programu se získáváním dat z DAU jednotky jsou použity tři příkazy: dauIfaceOpen, dauIfaceGetSampleEZ, dauIfaceFlushFifosEZ. Pro načítání dat a nastavení vstupních parametrů je potřeba vytvořit argumenty v záložce parametrů.

V elektronické příloze 3 spolu s ovladačem a dll knihovnou je vytvořen textový soubor „readme“. Ten obsahuje odkaz na dokumenty poskytnuté VŠB k problematice DAU jednotky a seznam prací, ve kterých byla DAU jednotka použita.

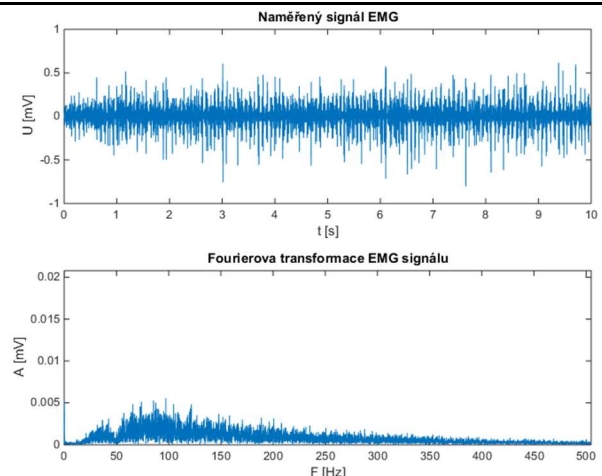
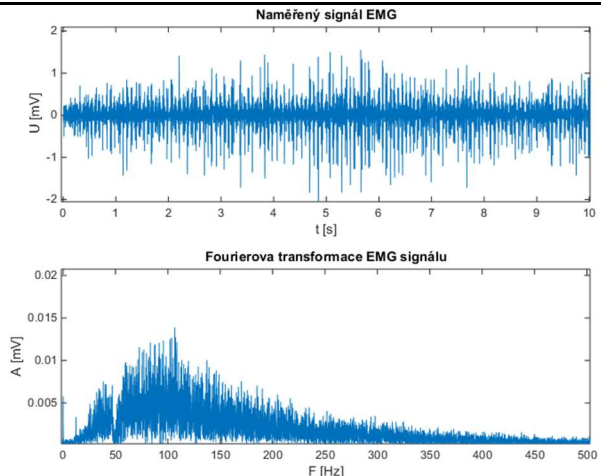
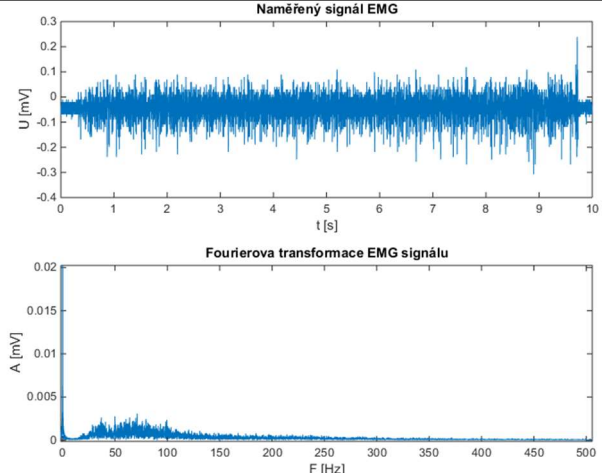
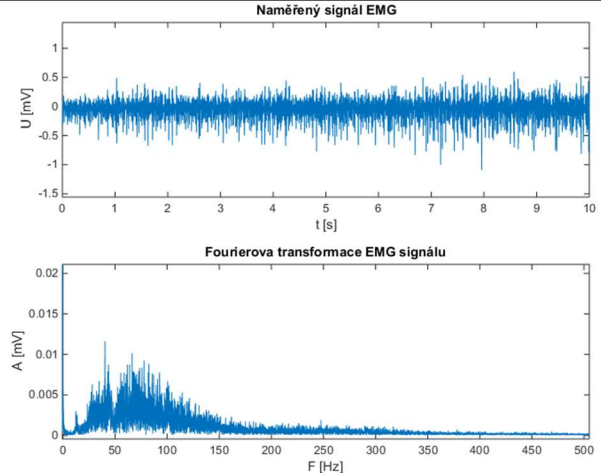
Samotný univerzální program pro měření s DAU jednotkou se dá modifikovat pro vlastní účely bakalářské práce. Uživatelské prostředí univerzálního programu pro měření s DAU jednotkou je ukázáno na následujícím obrázku.

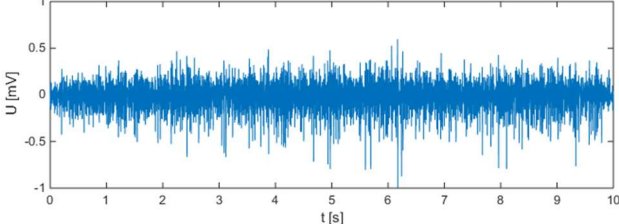
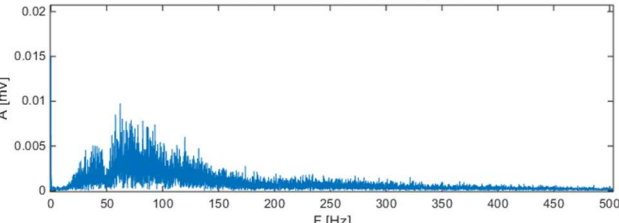
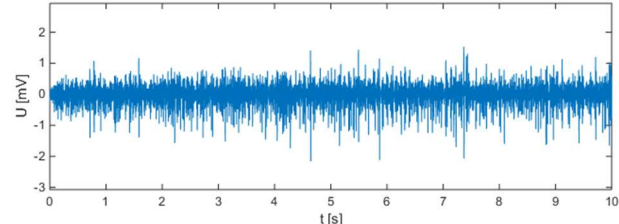
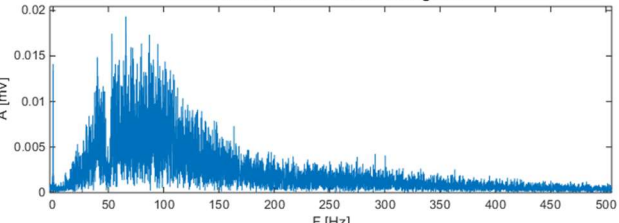
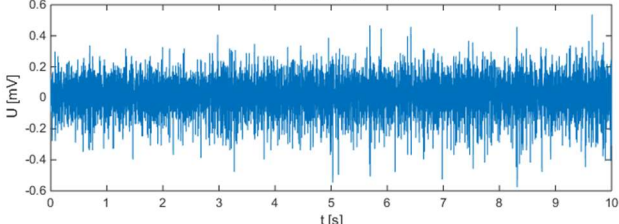
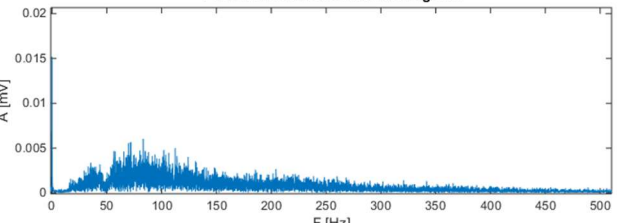
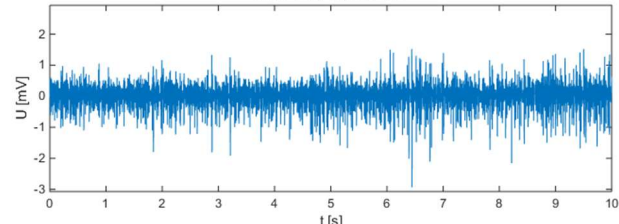
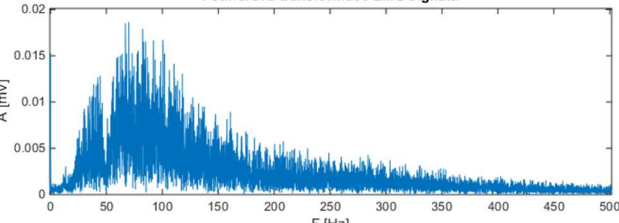


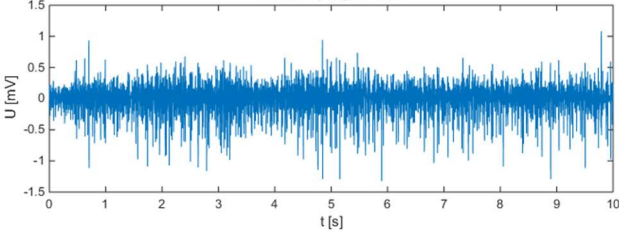
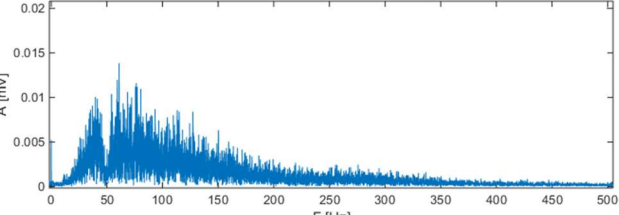
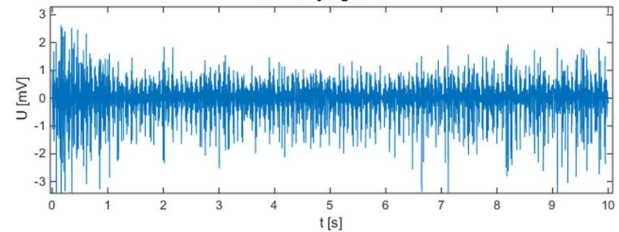
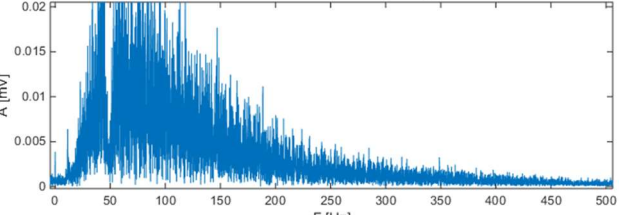
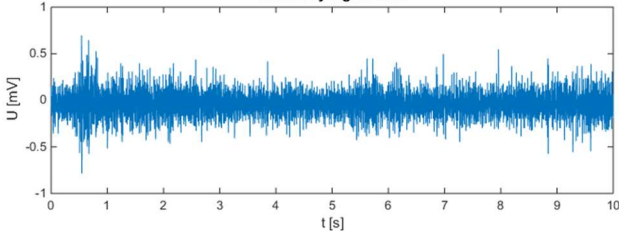
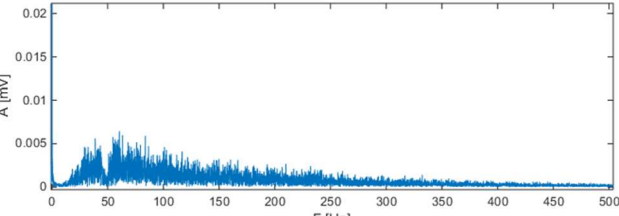
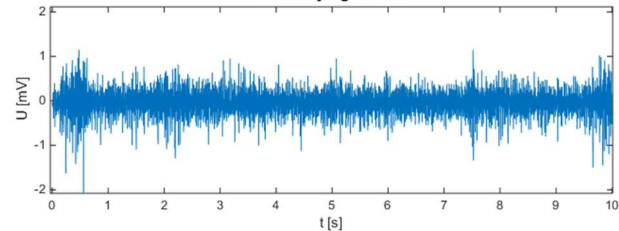
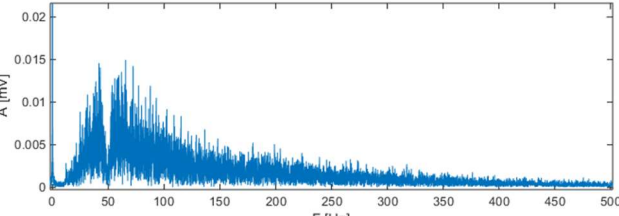
Obrázek B.3: Uživatelské prostředí univerzálního programu pro měření s DAU jednotkou

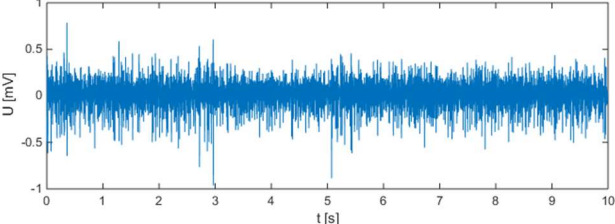
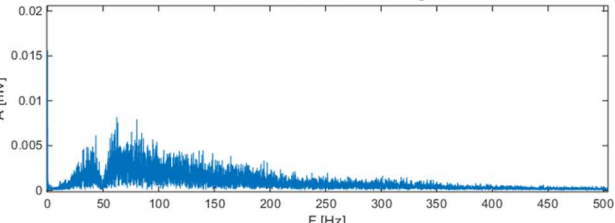
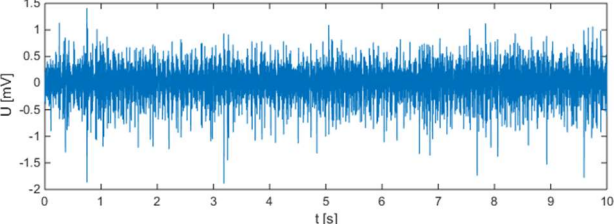
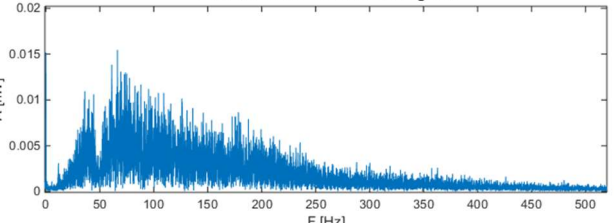
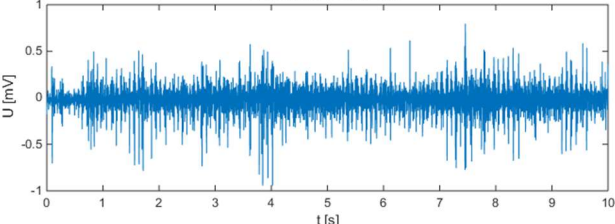
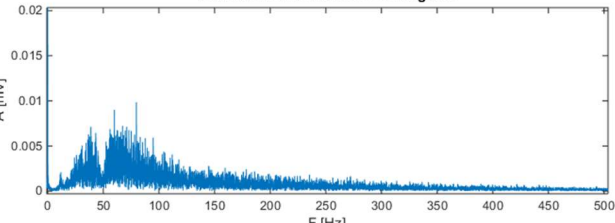
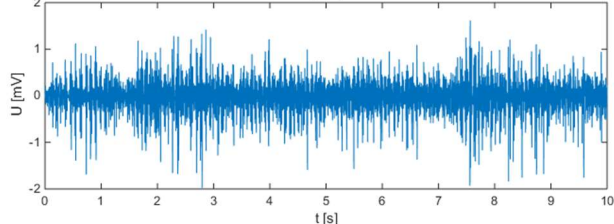
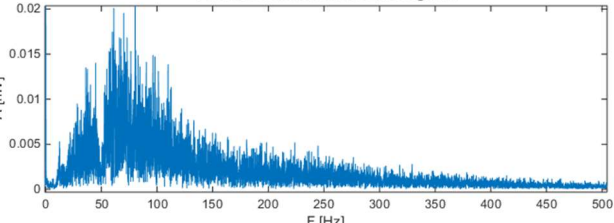
Příloha C: Vyhodnocená data naměřených subjektů

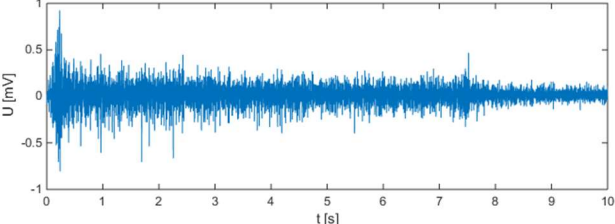
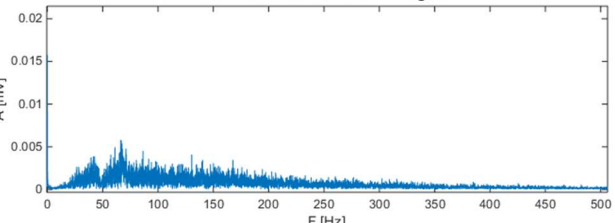
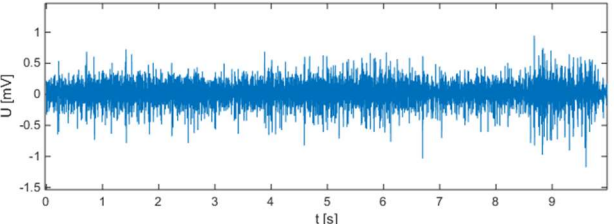
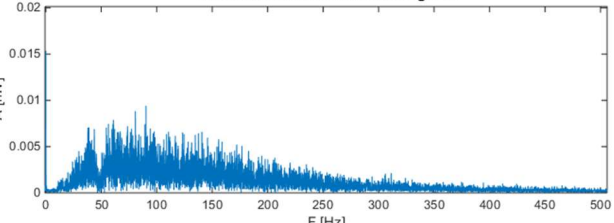
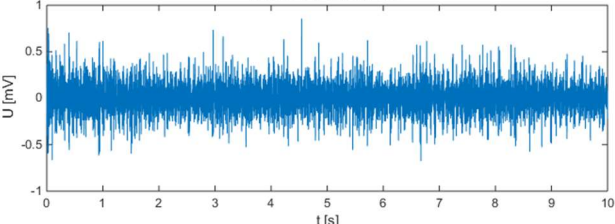
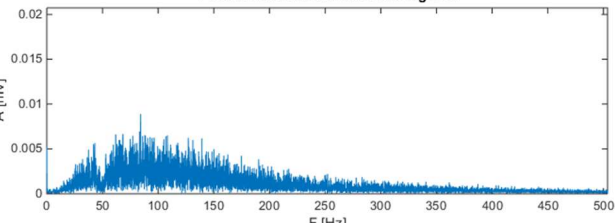
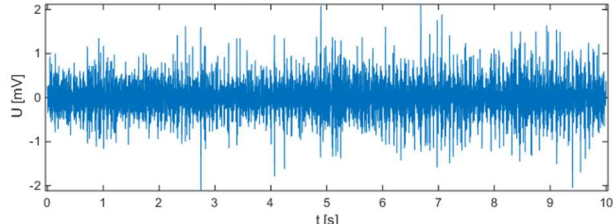
Tabulka C.1: Tabulka naměřených dat s provedením Fourierovy transformace

Testovaný subjekt	Zátěž 50 N	Zátěž 100 N
1	 <p>The top plot shows the raw EMG signal U [mV] over time t [s] from 0 to 10 seconds. The signal is noisy and centered around 0 mV. The bottom plot shows the amplitude spectrum A [mV] versus frequency F [Hz] from 0 to 500 Hz. The spectrum shows a broad peak around 100 Hz with a maximum amplitude of approximately 0.01 mV.</p>	 <p>The top plot shows the raw EMG signal U [mV] over time t [s] from 0 to 10 seconds. The signal is noisy and centered around 0 mV. The bottom plot shows the amplitude spectrum A [mV] versus frequency F [Hz] from 0 to 500 Hz. The spectrum shows a broad peak around 100 Hz with a maximum amplitude of approximately 0.015 mV.</p>
2	 <p>The top plot shows the raw EMG signal U [mV] over time t [s] from 0 to 10 seconds. The signal is noisy and centered around 0 mV. The bottom plot shows the amplitude spectrum A [mV] versus frequency F [Hz] from 0 to 500 Hz. The spectrum shows a broad peak around 100 Hz with a maximum amplitude of approximately 0.01 mV.</p>	 <p>The top plot shows the raw EMG signal U [mV] over time t [s] from 0 to 10 seconds. The signal is noisy and centered around 0 mV. The bottom plot shows the amplitude spectrum A [mV] versus frequency F [Hz] from 0 to 500 Hz. The spectrum shows a broad peak around 100 Hz with a maximum amplitude of approximately 0.01 mV.</p>

Testovaný subjekt	Zátěž 50 N	Zátěž 100 N
3	<p data-bbox="712 308 842 323">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="663 563 913 579">Fourierova transformace EMG signálu</p> 	<p data-bbox="1473 308 1603 323">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="1429 563 1680 579">Fourierova transformace EMG signálu</p> 
4	<p data-bbox="712 818 842 834">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="663 1074 913 1090">Fourierova transformace EMG signálu</p> 	<p data-bbox="1473 818 1603 834">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="1429 1074 1680 1090">Fourierova transformace EMG signálu</p> 

Testovaný subjekt	Zátěž 50 N	Zátěž 100 N
5	<p data-bbox="712 304 864 323">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="663 563 909 582">Fourierova transformace EMG signálu</p> 	<p data-bbox="1473 304 1626 323">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="1429 563 1675 582">Fourierova transformace EMG signálu</p> 
6	<p data-bbox="712 815 864 834">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="663 1074 909 1093">Fourierova transformace EMG signálu</p> 	<p data-bbox="1473 815 1626 834">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="1429 1074 1675 1093">Fourierova transformace EMG signálu</p> 

Testovaný subjekt	Zátěž 50 N	Zátěž 100 N
7	<p data-bbox="712 308 842 323">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="667 563 909 579">Fourierova transformace EMG signálu</p> 	<p data-bbox="1473 308 1603 323">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="1429 563 1671 579">Fourierova transformace EMG signálu</p> 
8	<p data-bbox="712 818 842 834">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="667 1074 909 1090">Fourierova transformace EMG signálu</p> 	<p data-bbox="1473 818 1603 834">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="1429 1074 1671 1090">Fourierova transformace EMG signálu</p> 

Testovaný subjekt	Zátěž 50 N	Zátěž 100 N
9	<p data-bbox="712 308 842 323">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="667 563 909 579">Fourierova transformace EMG signálu</p> 	<p data-bbox="1473 308 1603 323">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="1429 563 1671 579">Fourierova transformace EMG signálu</p> 
10	<p data-bbox="712 818 842 834">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="667 1074 909 1090">Fourierova transformace EMG signálu</p> 	<p data-bbox="1473 818 1603 834">Naměřený signál EMG</p>  <p data-bbox="1429 1074 1671 1090">Fourierova transformace EMG signálu</p> 